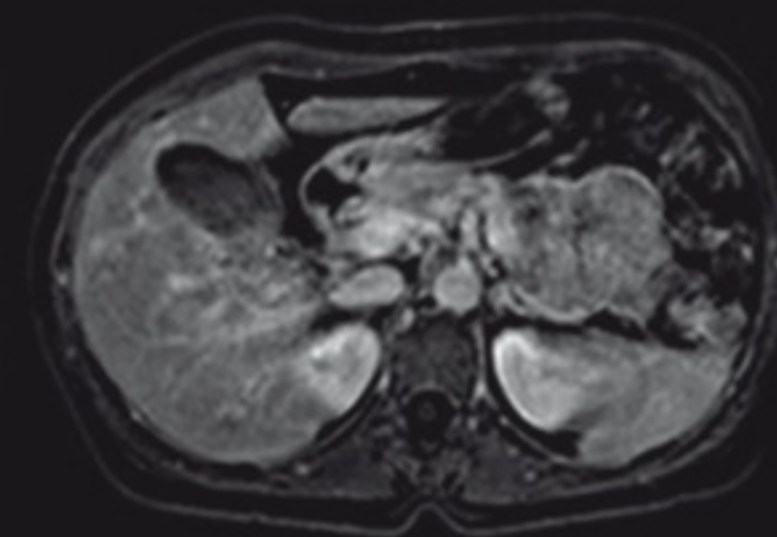
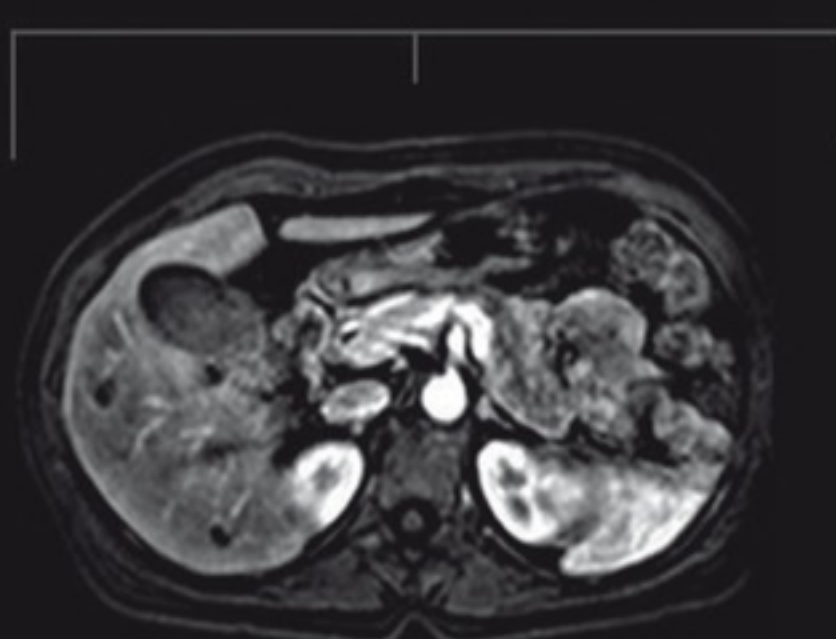
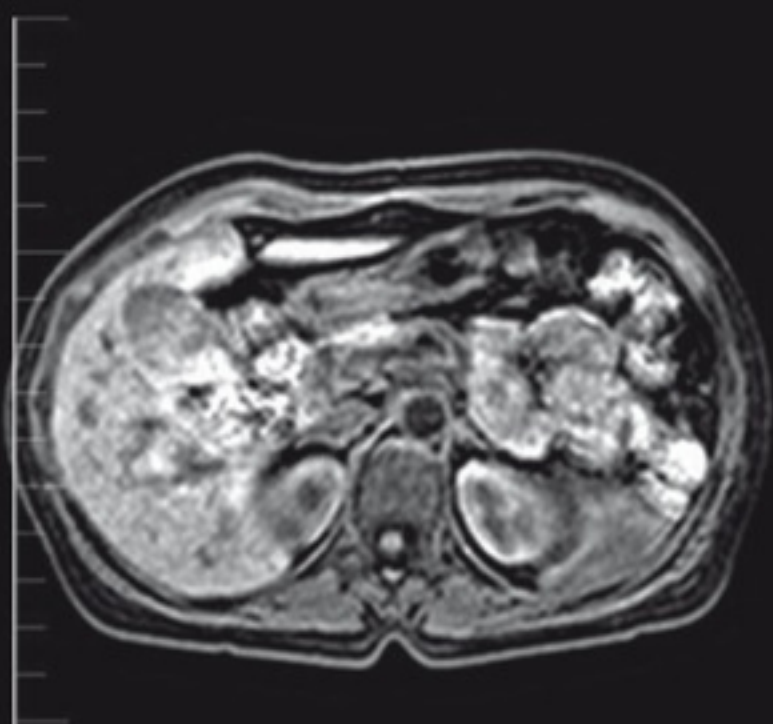


CATHERINE **WESTBROOK** | CAROLYN KAUT **ROTH** | JOHN **TALBOT**

# RESSONÂNCIA MAGNÉTICA APLICAÇÕES PRÁTICAS

QUARTA EDIÇÃO









# Ressonância Magnética

## Aplicações Práticas





---

O GEN | Grupo Editorial Nacional reúne as editoras Guanabara Koogan, Santos, Roca, AC Farmacêutica, Forense, Método, LTC, E.P.U. e Forense Universitária, que publicam nas áreas científica, técnica e profissional.

Essas empresas, respeitadas no mercado editorial, construíram catálogos inigualáveis, com obras que têm sido decisivas na formação acadêmica e no aperfeiçoamento de várias gerações de profissionais e de estudantes de Administração, Direito, Enfermagem, Engenharia, Fisioterapia, Medicina, Odontologia, Educação Física e muitas outras ciências, tendo se tornado sinônimo de seriedade e respeito.

Nossa missão é prover o melhor conteúdo científico e distribuí-lo de maneira flexível e conveniente, a preços justos, gerando benefícios e servindo a autores, docentes, livreiros, funcionários, colaboradores e acionistas.

Nosso comportamento ético incondicional e nossa responsabilidade social e ambiental são reforçados pela natureza educacional de nossa atividade, sem comprometer o crescimento contínuo e a rentabilidade do grupo.

---



# Ressonância Magnética

## Aplicações Práticas

**Catherine Westbrook**

*MSc, FHEA, PgC(HE), DCRR, CTC*

Senior Lecturer, Anglia Ruskin University, Cambridge, UK

**Carolyn Kaut Roth**

*RT(R) (MR) (CT) (M) (CV), FSMRT*

CEO, Imaging Education Associates, Pennsylvania, USA

**John Talbot**

*MSc, FHEA, PgC(HE), DCRR*

Senior Lecturer, Anglia Ruskin University, Cambridge, UK

**Revisão Técnica**

**Emerson Gasparetto**

Professor Adjunto do Departamento de Radiologia da UFRJ.

Médico Neurorradiologista da Clínica de Diagnóstico por Imagem (CDPI).

Diretor de Radiologia e Diagnóstico por Imagem da DASA.

**Tradução**

**Mariângela Vidal Sampaio Fernandes**

**Quarta edição**





■ Os autores deste livro e a EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA. empenharam seus melhores esforços para assegurar que as informações e os procedimentos apresentados no texto estejam em acordo com os padrões aceitos à época da publicação, *e todos os dados foram atualizados pelos autores até a data da entrega dos originais à editora*. Entretanto, tendo em conta a evolução das ciências da saúde, as mudanças regulamentares governamentais e o constante fluxo de novas informações sobre terapêutica medicamentosa e reações adversas a fármacos, recomendamos enfaticamente que os leitores consultem sempre outras fontes fidedignas, de modo a se certificarem de que as informações contidas neste livro estão corretas e de que não houve alterações nas dosagens recomendadas ou na legislação regulamentadora. *Adicionalmente, os leitores podem buscar por possíveis atualizações da obra em <http://gen-io.grupogen.com.br>.*

■ Os autores e a editora se empenharam para citar adequadamente e dar o devido crédito a todos os detentores de direitos autorais de qualquer material utilizado neste livro, dispondo-se a possíveis acertos posteriores caso, inadvertida e involuntariamente, a identificação de algum deles tenha sido omitida.

■ Traduzido de:

**MRI IN PRACTICE, FOURTH EDITION**

Copyright © 1993, 1998 by Blackwell Science

Copyright © 2005, 2011 by Blackwell Publishing Ltd.

All Rights Reserved. Authorised translation from the English language edition published by John Wiley & Sons Limited.

Responsibility for the accuracy of the translation rests solely with Editora Guanabara Koogan Ltda and is not the responsibility of John Wiley & Sons Limited.

No part of this book may be reproduced in any form without the written permission of the original copyright holder, John Wiley & Sons Limited.

Esta edição é uma publicação por acordo com a John Wiley & Sons Limited. Traduzida pela Editora Guanabara Koogan Ltda da versão original na língua inglesa.

A responsabilidade pela exatidão da tradução é somente da Editora Guanabara Koogan Ltda, não tendo a John Wiley & Sons Limited nenhuma responsabilidade.

ISBN 978-1-4443-3743-3

■ Direitos exclusivos para a língua portuguesa

Copyright © 2013 by

**EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA.**

**Uma editora integrante do GEN | Grupo Editorial Nacional**

Travessa do Ouvidor, 11


Rio de Janeiro – RJ – CEP 20040-040

Tels.: (21) 3543-0770/(11) 5080-0770 | Fax: (21) 3543-0896

[www.editoraguanabara.com.br](http://www.editoraguanabara.com.br) | [www.grupogen.com.br](http://www.grupogen.com.br) | [editorial.saude@grupogen.com.br](mailto:editorial.saude@grupogen.com.br)

■ Reservados todos os direitos. É proibida a duplicação ou reprodução deste volume, no todo ou em parte, em quaisquer formas ou por quaisquer meios (eletrônico, mecânico, gravação, fotocópia, distribuição pela Internet ou outros), sem permissão, por escrito, da EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA.

■ Capa: Bruno Sales

Editoração eletrônica:  ANTHARES

Projeto gráfico: Editora Guanabara Koogan

■ Ficha catalográfica

---

W537r

Westbrook, Catherine

Ressonância magnética : aplicações práticas / Catherine Westbrook, Caroline Kaut Roth, John Talbot ; [tradução de Mariângela Vidal Sampaio Fernandes]. - Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2013.

il.

Tradução de: MRI in practice, 4th ed.

ISBN 978-85-277-2255-1

1. Imagem de ressonância magnética. I. Roth, Carolyn Kaut. II. Talbot, John. III. Título.

13-0346.

CDD: 616.07548

CDU: 616-073

---



# Apresentação

Cathy Westbrook, John Talbot e Candi Kaut Roth ensinam a física relacionada com o exame de imagem, conhecida como ressonância magnética (RM), há mais de vinte anos. Dois desses autores já fizeram palestras na SMRT (Society of MR Technologists) e dois apresentam seu próprio curso de tecnólogo em RM em todo o mundo. À primeira vista, *Ressonância Magnética | Aplicações Práticas* poderia dar a falsa impressão de ser uma obra fraca de física para tecnólogos. Contudo, trata-se de um livro excelente, que será proveitoso não apenas para esses profissionais, mas também para graduandos, residentes de radiologia e outros interessados nessa modalidade de exame.

Esta obra apresenta, inicialmente, um conteúdo básico, para possibilitar a compreensão dos alunos, mas depois se aprofunda de modo a atender às demandas dos tecnólogos e radiologistas especializados em RM e dos preceptores de residentes de radiologia. Por exemplo, as faixas de TR para sequências ponderadas em T1 ou T2 são fornecidas para o tecnólogo iniciante que deseja orientações práticas. Todavia, a discussão evolui rapidamente para diagramas de sequência de pulso para gradiente-eco (GE), *spin*-eco convencional e *fast*/turbo *spin*-eco. A discussão sobre *fast spin*-eco evolui naturalmente para uma excelente apresentação do espaço K, que evita a transformada de Fourier – que às vezes pode ser um assunto aterrorizante – e usa uma analogia com um gaveteiro. Essa discussão do espaço K é fundamental para a compreensão de imagens paralelas, imagens “meio-Nex” (Fourier parcial em fase), imagens “eco fracionais” (Fourier parcial em frequência) e imagens ecoplanares e suas aplicações, além de imagens de perfusão, difusão e tensor de difusão. É essencial compreender técnicas de supressão de artefato de movimento como PROPELLER e BLADE, que cobrem o espaço K radialmente em vez de na forma habitual cartesiana/retilinear.

Outro exemplo é sua discussão sobre a largura de banda receptora, um determinante primário da razão sinal-ruído. Para os iniciantes, eles apresentam valores numéricos típicos, mas depois avançam e discutem o teorema e a frequência de Nyquist, bem como os efeitos da largura de banda no artefato de deslocamento químico, o campo de visão e o tempo de amostragem de eco.

As ilustrações são magníficas, e até mesmo eu, que ensino e escrevo sobre a física relacionada com a RM há mais de 30 anos, encontrei diversos exemplos cujas explicações eram melhores do que as minhas e que pretendo começar a usar! Em síntese, este é um livro excelente e de fácil compreensão, que será muito útil pra todos os leitores. Recomendo com veemência *Ressonância Magnética | Aplicações Práticas*!

**William G. Bradley, Jr, MD, PhD, FACR**  
Professor and Chair  
Department of Radiology  
University of California, San Diego







# Prefácio

*Ressonância Magnética | Aplicações Práticas* tornou-se um *best-seller*. Publicada pela primeira vez em 1993, esta obra foi considerada inovadora por ter sido escrita por radiologistas, em vez de físicos, e apresentar informações básicas sobre a física da modalidade de exame denominada ressonância magnética. Os profissionais que realizam essa técnica de imagem nem sempre estão interessados em complexos cálculos matemáticos, mas apenas desejam conhecer como funciona o aparelho e saber como manipular os parâmetros de modo a obter as melhores imagens.

É justo dizer que, quando a primeira edição desta obra foi publicada, houve algumas críticas, sobretudo por ser considerada muito simplificada. Todavia, rapidamente tornou-se um sucesso de vendas, e recebi diversas mensagens de leitores gratos pelo conteúdo esclarecedor de dúvidas. Alguns deles, inclusive, declararam que, após ler este livro, conseguiram compreender tópicos até então insondáveis, como se “uma luz se acendesse”.

Com o passar dos anos, este livro se fortaleceu e, embora outras obras acerca do assunto tenham sido publicadas, ganhamos mais leitores. *Ressonância Magnética | Aplicações Práticas* já foi traduzida para vários idiomas e é usada por milhares de profissionais em todo o mundo.

A terceira edição já foi publicada inteiramente em cores, e esta quarta traz muitas novidades. Os Capítulos 3 e 5, em resposta às solicitações dos leitores, foram reescritos de modo a explicar com maior clareza tópicos como amostragem, aquisição de dados e sequências mais novas.

Desejo muito que os leitores continuem a apreciar e aprender com esta obra.

Agradeço de verdade a todos vocês pelo apoio e lealdade constantes.

**Catherine Westbrook**







# Agradecimentos

Minha gratidão a toda a minha família, Toni, Adam, Ben e Maddie, bem como a minha mãe e irmã, nos EUA, por seu amor e apoio constantes.

**CW**







# Sumário

## Capítulo 1 Princípios Básicos, 1

- Introdução, 1
- Estrutura atômica, 1
- Movimentos no átomo, 2
- Núcleos ativos em RM, 3
- O núcleo do hidrogênio, 3
- Alinhamento, 4
- Precessão, 6
- A equação de Larmor, 7
- Ressonância, 8
- O sinal de RM, 11
- Sinal de declínio de indução livre (DIL), 12
- Relaxamento, 12
- Recuperação T1, 13
- Decaimento T2, 13
- Parâmetros de sincronização de pulsos, 15

## Capítulo 2 Ponderação e Contraste de Imagem, 17

- Introdução, 17
- Contraste de imagem, 17
- Mecanismos de contraste, 18
- Relaxamento em diferentes tecidos orgânicos, 19
- Contraste T1, 21
- Contraste T2, 22
- Contraste por densidade protônica, 22
- Ponderação, 24
- Decaimento T2\*, 26
- Introdução às sequências de pulsos, 29

## Capítulo 3 Codificação e Formação de Imagem, 49

- Codificação, 49
- Introdução, 49
- Gradientes, 49
- Seleção do corte, 52
- Codificação da frequência, 54
- Codificação de fase, 57
- Amostragem, 61



- Coleta de dados e formação da imagem, 66
- Introdução, 66
- Descrição do espaço K, 66
- Preenchimento do espaço K, 67
- Transformada rápida de Fourier (FFT), 72
- Fatos importantes a respeito do espaço K, 75
- Cruzamento e gradientes no espaço K, 80
- Opções de preenchimento do espaço K, 82
- Tipos de aquisição, 84

#### Capítulo 4 Parâmetros e Equilíbrio entre Vantagens e Desvantagens, 87

xii

- Introdução, 87
- Razão sinal-ruído, 87
- Razão contraste-ruído (CNR), 104
- Resolução espacial, 105
- Tempo de exame, 107
- Equilíbrio entre vantagens e desvantagens, 111
- Tomada de decisões, 111
- Aquisição de imagens por volume, 113

#### Capítulo 5 Sequências de Pulso, 117

- Introdução, 117
- Sequências de pulso spin-eco, 118
- Spin-eco convencional, 118
- Spin-eco turbo ou rápido, 119
- Inversão-recuperação, 128
- Inversão-recuperação rápida, 132
- STIR (short tau inversion recovery), 132
- FLAIR (fluid attenuated inversion recovery), 134
- Sequências IR prep, 135
- Sequências de pulso gradiente-eco, 136
- Gradiente-eco convencional, 136
- Estado estacionário e formação do eco, 137
- Gradiente-eco coerente, 141
- Gradiente-eco incoerente (spoiled), 143
- Precessão livre no estado estacionário (steady state free precession – SSFP), 146
- Gradiente-eco balanceado, 151
- Gradiente-eco rápido, 152
- Técnicas de imagem single shot, 155
- Técnica de imagem paralela, 161

#### Capítulo 6 Fenômenos de Fluxo, 165

- Introdução, 165
- Mecanismos de fluxo, 165
- Fenômenos de fluxo, 167
- Fenômeno de tempo de voo, 167
- Fenômeno do corte de entrada, 169
- Defasagem intravoxel, 172



- Compensação para os fenômenos de fluxo, 174
- Introdução, 174
- Refasagem do eco par, 174
- Refasagem do momento gradiente (anulação), 174
- Pré-saturação espacial, 176

## **Capítulo 7 Artefatos e Compensações, 187**

- Introdução, 187
- Mapeamento incorreto da fase, 187
- Artefato de retroprojeção ou dobradura (aliasing ou wraparound), 195
- Artefato de deslocamento químico, 202
- Artefato fora de fase (registro químico incorreto), 205
- Artefato de truncamento, 207
- Artefato de suscetibilidade magnética, 207
- Excitação cruzada e interferência entre os cortes (cross-talk), 210
- Artefato em zíper, 211
- Artefato de sombreamento (shading), 212
- Artefato de Moiré, 213
- Ângulo mágico, 214

## **Capítulo 8 Aquisição de Imagens Vasculares e Cardíacas, 217**

- Introdução, 217
- Técnicas convencionais de RM para aquisição de imagens vasculares, 218
- Angiorressonância magnética, 224
- RM cardíaca, 242
- Sincronização cardíaca, 243
- Sincronização periférica, 249
- Pseudossincronização, 251
- Aquisição de imagens cardíacas multifase, 251
- Cine-RM, 252
- SPAMM, 255

## **Capítulo 9 Instrumentação e Equipamento, 257**

- Introdução, 257
- Magnetismo, 258
- Magnetos permanentes, 262
- Eletromagnetos, 263
- Eletromagnetos supercondutores, 266
- Campo magnético em franja, 269
- Bobinas de homogeneidade (shim coils), 270
- Bobinas de gradiente, 271
- Radiofrequência (RF), 277
- Sistema de transporte do paciente, 284
- Sistemas de computação em RM e a interface com o operador, 284

## **Capítulo 10 Segurança em RM, 287**

- Introdução, 287
- Diretrizes governamentais norte-americanas, 288



- Terminologia de segurança, 289
- Considerações sobre o hardware e o campo magnético, 291
- Campos de RF, 291
- Campos magnéticos com gradiente, 294
- Campo magnético principal, 296
- Projéteis, 300
- Considerações sobre as instalações, 300
- Zonas de segurança nas instalações de RM, 302
- Orientações de segurança, 303
- Como proteger o público em geral dos campos em franja, 304
- Implantes e próteses, 305
- Equipamentos e monitores para RM, 310
- Marca-passos, 310
- Condições do paciente, 311
- Política de segurança, 312
- Dicas de segurança, 313
- Referência bibliográfica, 314

### Capítulo 11 Agentes de Contraste em RM, 315

- Introdução, 315
- Mecanismo de ação dos agentes de contraste, 315
- Rotação molecular, 317
- Interações dipolo-dipolo, 317
- Suscetibilidade magnética, 318
- Relaxividade, 320
- Segurança no uso do gadolínio, 322
- Outros agentes de contraste, 325
- Aplicações atuais do gadolínio, 327
- Conclusão, 334

### Capítulo 12 Técnicas de Imagem Funcional, 337

- Introdução, 337
- Imagem ponderada por difusão (DWI), 337
- Imagem de perfusão, 342
- Ponderação em suscetibilidade magnética (SWI), 343
- Aquisição de imagens funcional, 343
- RM intervencionista, 344
- Espectroscopia por RM (ERM), 346
- Imagens do corpo inteiro, 348
- Microscopia por RM (MRM), 349

### Glossário, 351

### Índice Alfabético, 365



# 1

## Princípios Básicos

- Introdução, 1
- Estrutura atômica, 1
- Movimentos no átomo, 2
- Núcleos ativos em RM, 3
- O núcleo do hidrogênio, 3
- Alinhamento, 4
- Precessão, 6
- A equação de Larmor, 7
- Ressonância, 8
- O sinal de RM, 11
- Sinal de declínio de indução livre (DIL), 12
- Relaxamento, 12
- Recuperação T1, 13
- Decaimento T2, 13
- Parâmetros de sincronização de pulsos, 15

### Introdução

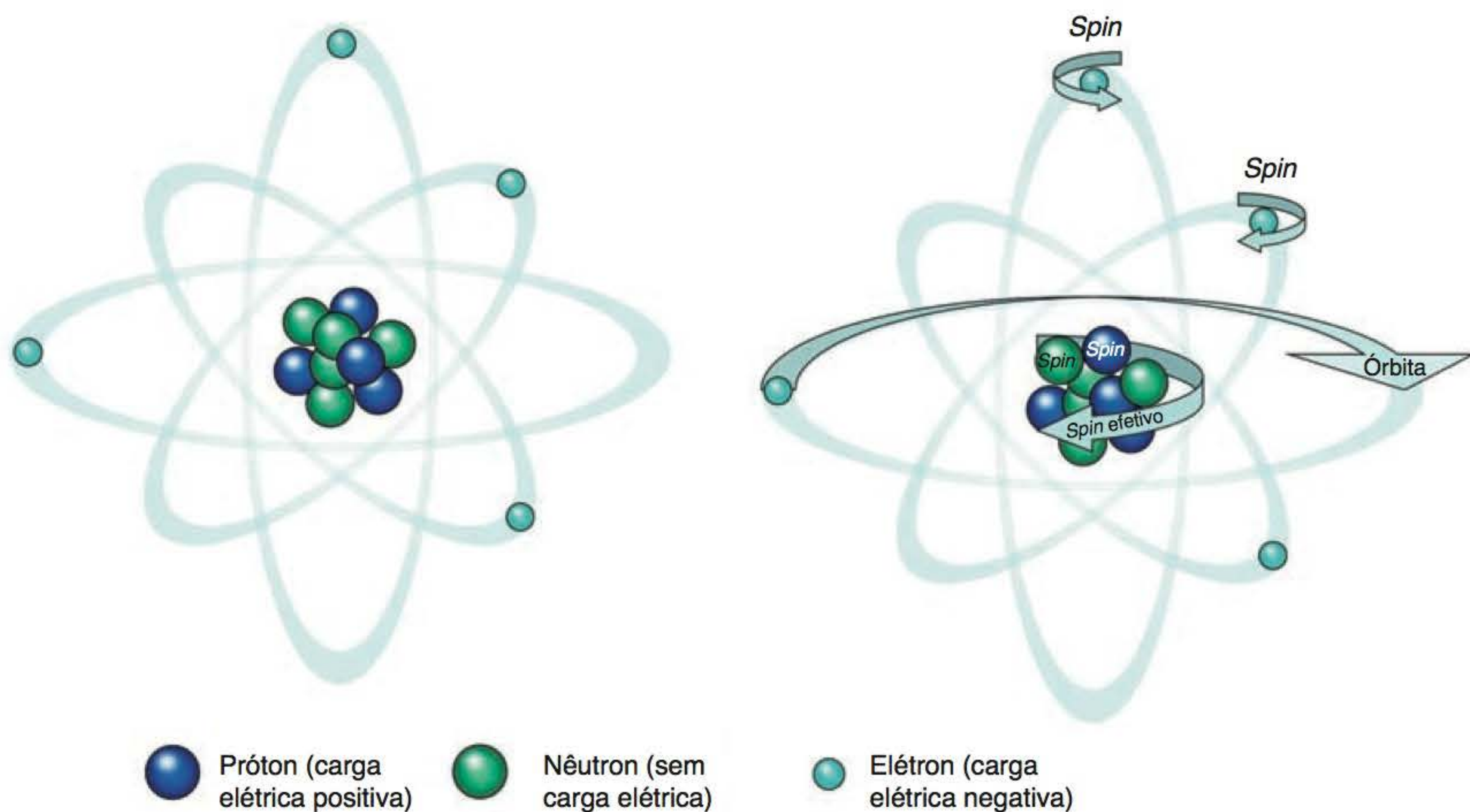
O conhecimento dos princípios básicos da ressonância magnética (RM) é fundamental para a aprendizagem contínua desta técnica complexa. É importante que esses conceitos sejam totalmente apreendidos antes que se prossiga para áreas mais complicadas. Essencialmente, existem duas maneiras de explicar os fundamentos da RM: pelo modo clássico e por meio da física quântica. Qualquer discussão exige as duas versões e, por isso, tentaremos integrá-las. Neste capítulo, descreveremos as propriedades dos átomos e suas interações com campos magnéticos, excitação e relaxamento.

### Estrutura atômica

Todas as coisas são formadas por **átomos**, inclusive o corpo humano. Os átomos são estruturas minúsculas; se enfileirarmos meio milhão deles, ainda assim seriam mais finos que um fio de cabelo. Os átomos organizam-se em **moléculas**, que são compostas por dois ou mais átomos em um mesmo arranjo. O mais abundante no corpo humano é o átomo de **hidrogênio**. Ele é mais encontrado nas moléculas da água (nas quais dois átomos de hidrogênio formam um arranjo com um átomo de oxigênio,  $H_2O$ ) e nas moléculas de gordura (nas quais os átomos de hidrogênio formam arranjos com átomos de carbono e oxigênio; o número de cada elemento depende do tipo de lipídio).

O átomo consiste em um núcleo central e **elétrons** (Figura 1.1) que o orbitam. O núcleo é muito pequeno, um milionésimo de bilionésimo do volume total da estrutura atômica, mas é onde está contida toda a massa do átomo. Essa massa é formada principalmente por partículas chamadas **núcleons**, que são subdivididas em **prótons** e **nêutrons**. Os átomos são caracterizados pelo seu **número atômico** e seu **número de massa**. O número atômico é o somatório dos prótons do núcleo e confere ao átomo sua identidade química. O número de massa é o somatório de pró-





**Figura 1.1** O átomo.

tons e nêutrons do núcleo. Em geral, o número de prótons e de nêutrons do núcleo é equivalente, de modo que o número de massa é representado por um número par. No entanto, em alguns tipos de átomo, existe um pouco mais ou menos de nêutrons do que de prótons. Átomos de um elemento com o mesmo número de prótons, mas com número diferente de nêutrons são chamados **isótopos**. Núcleos com número de massa ímpar (número diferente de prótons e nêutrons) são importantes para a RM (veja adiante).

Elétrons são partículas que giram em torno do núcleo. Tradicionalmente se imaginava que seu movimento fosse análogo ao movimento dos planetas que orbitam o sol. Na verdade, os elétrons existem em torno do núcleo em uma nuvem; a dimensão mais externa da nuvem é o limite do átomo. A posição de um elétron na nuvem não é previsível, na medida em que depende da energia de um determinado elétron em um momento de tempo específico (os físicos chamam de Princípio da Incerteza de Heisenberg). O número de elétrons, no entanto, é geralmente o mesmo número de prótons do núcleo.

Os prótons têm carga elétrica positiva, os nêutrons não têm carga elétrica e os elétrons têm carga elétrica negativa. Assim, o átomo é eletricamente estável se o número de elétrons (com carga elétrica negativa) for igual ao número de prótons (com carga elétrica positiva). Esse equilíbrio algumas vezes se rompe pela aplicação de energia externa para impelir elétrons para fora do átomo. Isso causa um déficit no número de elétrons em comparação com o número de prótons e resulta em instabilidade elétrica. Átomos nos quais ocorre esse fenômeno são chamados **íons**.

## Movimentos no átomo

Existem três tipos de movimentos possíveis em um átomo (Figura 1.1). São eles:

- os elétrons giram em seu próprio eixo
- os elétrons orbitam o núcleo
- o núcleo gira sobre o próprio eixo.

Os princípios da RM baseiam-se no movimento giratório (*spinning*) de núcleos específicos em tecidos biológicos. Esse movimento (*spin*) deriva de *spins* individuais de prótons e nêutrons no núcleo. Pares de partículas subatômicas giram automaticamente em sentidos opostos, mas na



mesma velocidade. Nos núcleos com número de massa par, isto é, nos quais o número de prótons é igual ao número de neutros, metade gira em um sentido e metade, no outro. O núcleo não tem *spin* efetivo. Entretanto, em núcleos com número de massa ímpar, nos quais o número de nêutrons é um pouco maior ou menor que o número de prótons, o sentido dos *spins* não é igual, de maneira que o núcleo em si apresenta *spin* efetivo ou **momento angular**. Esses núcleos são chamados de **núcleos ativos em RM**.

## Núcleos ativos em RM

Os núcleos ativos em RM caracterizam-se pela tendência de alinhar seus eixos de rotação a um campo magnético aplicado. Isso ocorre porque eles têm momento angular ou *spin* e, como contêm prótons com carga elétrica positiva, apresentam carga elétrica. A lei da indução eletromagnética (estabelecida por Michael Faraday em 1833) faz referência a três forças individuais – movimento, magnetismo e carga elétrica – e afirma que se existirem duas delas, a terceira é automaticamente induzida. Núcleos ativos em RM que têm carga efetiva e estão em rotação (*spin*) adquirem automaticamente um **momento magnético** e se alinham a um campo magnético externo.

A seguir estão listados exemplos importantes de núcleos ativos em RM, juntamente com seu número de massa:

- hidrogênio: 1
- carbono: 13
- nitrogênio: 15
- oxigênio: 17
- flúor: 19
- sódio: 23
- fósforo: 31

Embora os nêutrons não tenham carga elétrica efetiva, suas partículas subatômicas não apresentam um arranjo uniforme sobre sua superfície, e esse desequilíbrio permite que o núcleo em que se localiza o nêutron seja ativo em RM, contanto que o número de massa seja ímpar. O alinhamento é determinado como o somatório dos momentos magnéticos nucleares e expresso como uma grandeza vetorial. A força do momento magnético total é específica para cada núcleo e determina a sensibilidade à ressonância magnética.

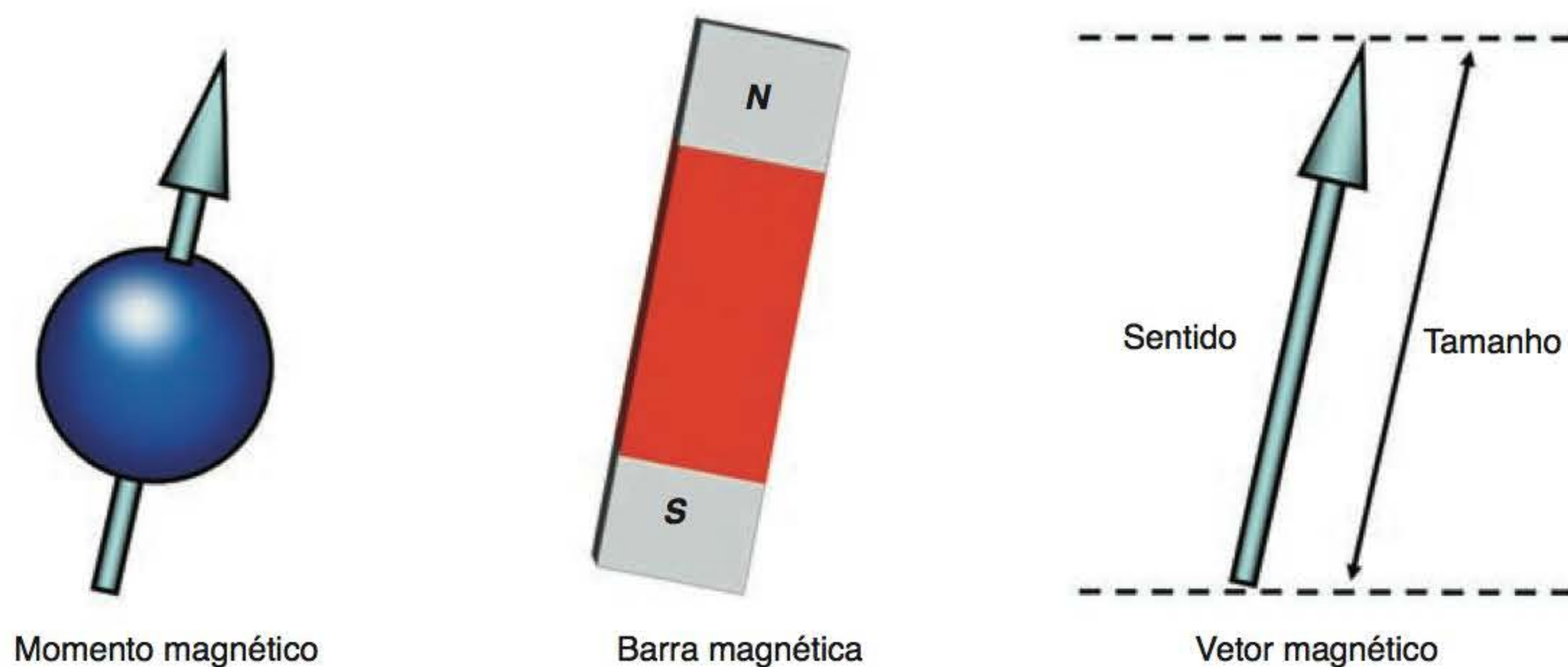
## O núcleo do hidrogênio

O isótopo do núcleo de hidrogênio denominado **prótio** é o núcleo ativo em RM utilizado em RM clínica. Ele contém apenas um único próton (número atômico e número de massa iguais a 1). O prótio é empregado porque o hidrogênio é abundante no corpo humano, e porque seu próton solitário fornece um momento magnético relativamente grande. Essas duas características permitem a utilização da magnetização máxima disponível no corpo humano. A partir desse ponto, sempre que os termos *spin*, núcleo ou núcleo de hidrogênio forem empregados, fazem referência a este isótopo do hidrogênio em particular.

## O núcleo de hidrogênio como magneto

As leis sobre eletromagnetismo afirmam que um campo magnético é criado quando uma partícula com carga elétrica se movimenta. O núcleo de hidrogênio tem um próton com carga elétrica positiva e em rotação, ou seja, com movimento. Portanto, o núcleo de hidrogênio tem um campo magnético induzido em torno dele e atua como um pequeno magneto. O magneto de cada núcleo de hidrogênio contém um polo norte e um polo sul de força equivalente. O eixo norte-sul de cada núcleo é representado por um momento magnético e é aplicado na teoria





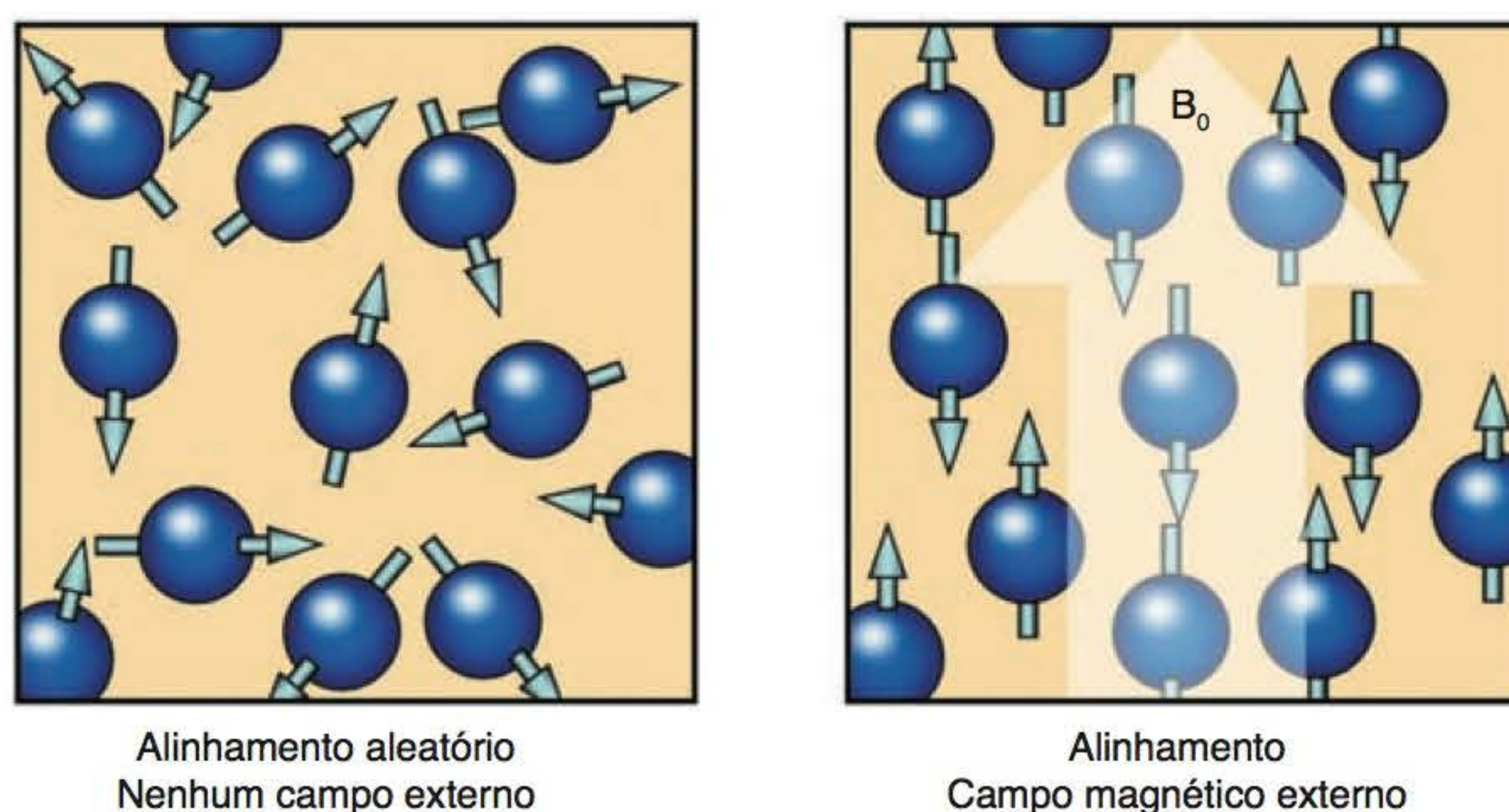
**Figura 1.2** Momento magnético do núcleo de hidrogênio.

clássica de princípios de RM. O momento magnético de cada núcleo tem propriedades vetoriais, isto é, tamanho e sentido, e é representado por uma seta. O sentido do vetor designa o sentido do momento magnético, e o tamanho especifica o tamanho do momento magnético, como ilustrado na Figura 1.2.

## Alinhamento

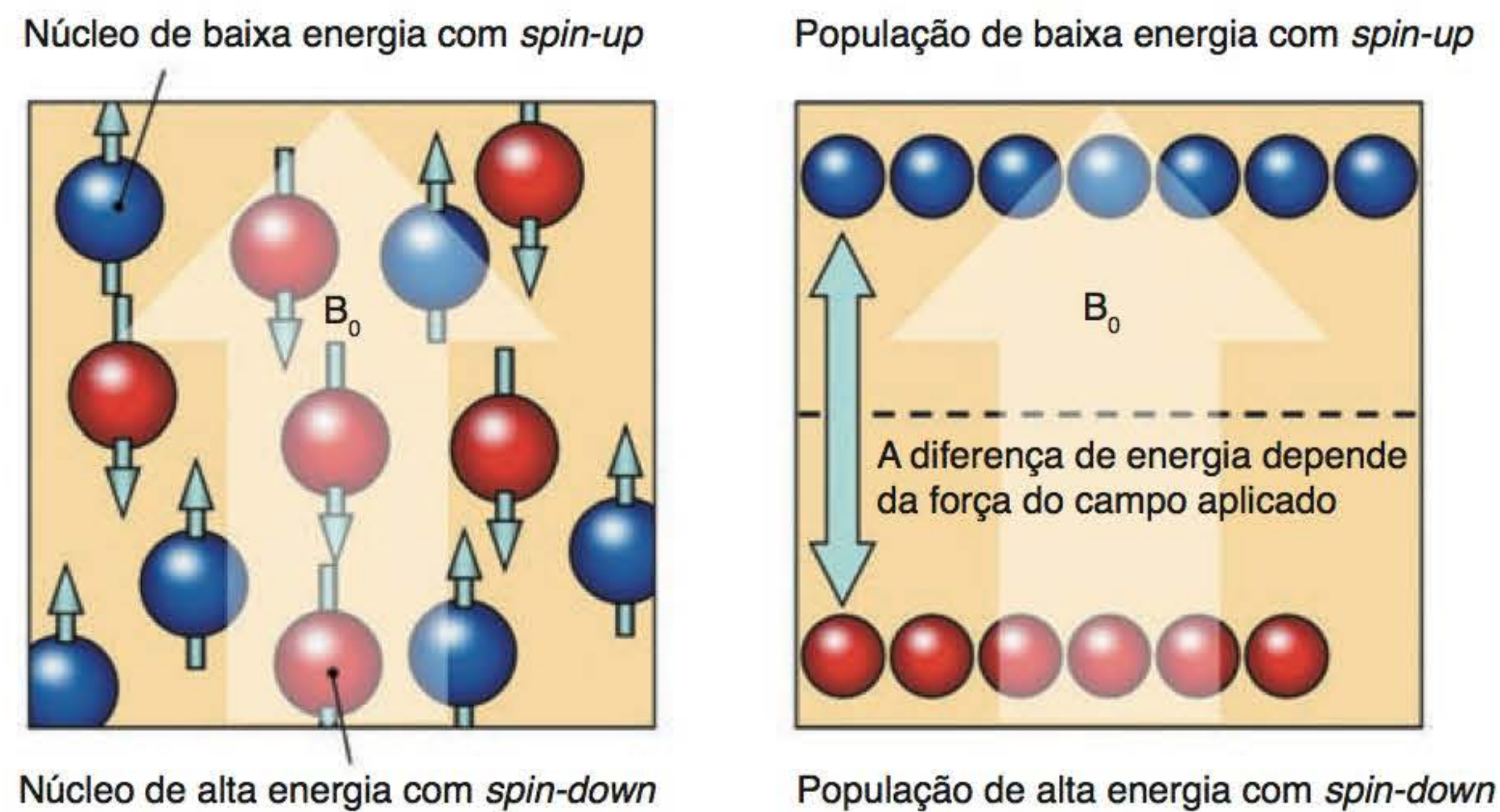
Na ausência da aplicação de um campo magnético, os momentos magnéticos do núcleo de hidrogênio apresentam orientação aleatória. Entretanto, quando colocados sob um forte campo magnético estático externo (mostrado pela seta branca na Figura 1.3 e denominado  $B_0$ ), os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogênio se alinham a este campo magnético. Alguns núcleos de hidrogênio se alinham paralelamente ao campo magnético (no mesmo sentido), enquanto um pequeno número de núcleos se alinha de modo antiparalelo (no sentido oposto), como ilustrado na Figura 1.3.

A teoria quântica (proposta pela primeira vez por Max Planck, em 1900) descreve as propriedades da radiação eletromagnética em termos de quantidade elementar de energia chamada *quantum*. Aplicando-se a teoria quântica à RM, os núcleos de hidrogênio têm energia em duas quantidades elementares ou populações denominadas baixa e alta (Figura 1.4). Núcleos de baixa energia alinham seus momentos magnéticos paralelamente ao campo externo (apresen-



**Figura 1.3** Alinhamento – teoria clássica.





**Figura 1.4** Alinhamento – teoria quântica.

tado como uma seta branca na Figura 1.4) e são chamados núcleos ***spin-up*** (para cima, rotação positiva) (apresentados em azul na Figura 1.4). Núcleos de alta energia alinham seus momentos magnéticos em sentido antiparalelo ao campo e são chamados núcleos ***spin-down*** (para baixo, rotação negativa) (apresentados em vermelho na Figura 1.4).

## Saiba mais: momentos magnéticos

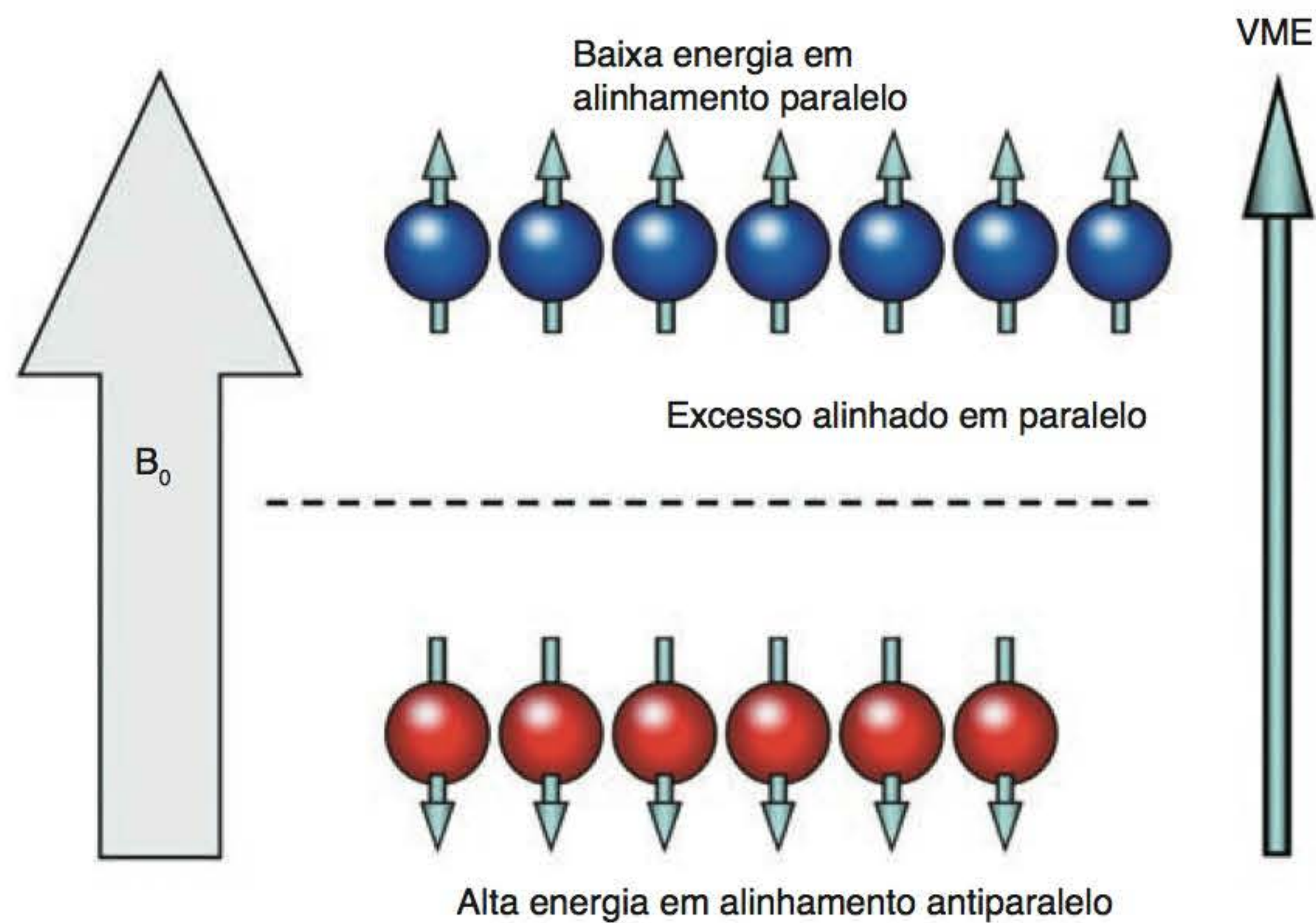
São os momentos magnéticos do núcleo de hidrogênio que se alinham com  $B_0$ , e não o núcleo propriamente dito. Além disso, eles são capazes de se alinhar em somente um de dois sentidos – paralelo ou antiparalelo a  $B_0$ . Isso porque representam os únicos dois estados de energia possíveis do hidrogênio. O núcleo de hidrogênio em si não muda de sentido, mas simplesmente gira em seu próprio eixo.

Os fatores que determinam quais os núcleos de hidrogênio se alinham em paralelo e quais se alinham no sentido antiparalelo dependem da potência do campo magnético externo e do nível de energia térmica do núcleo. Os núcleos de baixa energia térmica não têm energia suficiente para se opor ao campo magnético no sentido antiparalelo. Núcleos de alta energia térmica, no entanto, têm energia suficiente para se opor ao campo e, à medida que aumenta a potência do campo magnético, menos núcleos têm a energia suficiente para fazê-lo. A energia térmica de um núcleo é determinada principalmente pela temperatura corporal do paciente. Em sua aplicação clínica, esse fator não pode ser alterado significativamente e não é importante. Isso é chamado de **equilíbrio térmico**. Nessas circunstâncias é a potência do campo externo que determina as quantidades relativas entre núcleos *spin-up* e *spin-down*.

No equilíbrio térmico sempre há menos núcleos de alta energia do que núcleos de baixa energia, portanto, os momentos magnéticos dos núcleos com alinhamento paralelo cancelam o menor número de momentos magnéticos em alinhamento antiparalelo. Como existe um número maior de núcleos em alinhamento paralelo, existe sempre um pequeno excesso nesse sentido que produz um momento magnético efetivo (Figura 1.5). Outros núcleos ativos em RM também se alinham com o campo magnético e produzem seus próprios pequenos momentos magnéticos efetivos.

Estes momentos magnéticos não são utilizados em RM clínica porque não existem em quantidade suficiente no corpo humano para produzir imagens adequadas, uma vez que seus momentos magnéticos efetivos são muito pequenos. O momento magnético efetivo do hidrogênio, no entanto, produz um vetor magnético significativo que é empregado em RM. Ele é chamado de **vetor de magnetização efetivo (VME)** que reflete o equilíbrio relativo entre núcleos *spin-up* e *spin-down*.





**Figura 1.5** O vetor de magnetização efetivo.

## Saiba mais: VME *versus* potência do campo

Quando o paciente é colocado no túnel do magneto, os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogênio no corpo do paciente se alinham de modo paralelo e antiparalelo em relação a  $B_0$ . Um pequeno excesso se alinha em paralelo com  $B_0$  e constitui o VME do paciente (Figura 1.5). A diferença de energia entre as duas populações aumenta à medida que  $B_0$  se eleva. Em um campo de grande potência, menos núcleos têm energia suficiente para se unir à população de alta energia e alinhar seus momentos magnéticos em oposição ao forte campo  $B_0$ . Isso significa que a magnitude de um VME é maior em campos de alta potência e menor em campos fracos, resultando na melhora do sinal. Este assunto será discutido em mais detalhes no Capítulo 4.

## Resumo

- O momento magnético efetivo do paciente é chamado de vetor de magnetização efetivo (VME)
- O campo magnético estático externo é denominado  $B_0$
- A interação entre o VME e o  $B_0$  é a base da RM
- As unidades utilizadas para medir  $B_0$  são tesla e gauss. 1 tesla (T) equivale a 10.000 gauss (G).

## Precessão

Cada núcleo de hidrogênio gira em torno de seu próprio eixo, como mostrado na Figura 1.6. A influência de  $B_0$  produz uma rotação adicional ou oscilação dos momentos magnéticos do hidrogênio em torno de  $B_0$ . Essa rotação secundária é chamada de **precessão** e faz com que os momentos magnéticos descrevam uma trajetória circular em torno de  $B_0$ . Essa trajetória é denominada **trajetória precessional**, e a velocidade na qual oscilam em torno de  $B_0$  é chamada de **frequência precessional**. A unidade da frequência precessional é o mega-hertz (MHz), em que 1 Hz é equivalente a um ciclo ou rotação por segundo e 1 MHz equivale a 1 milhão de ciclos ou rotações por segundo.

Unindo as informações da Figura 1.6 ao que conhecemos sobre física quântica, é possível perceber que existem duas populações de núcleos de hidrogênio: uma de núcleos *spin-down* de



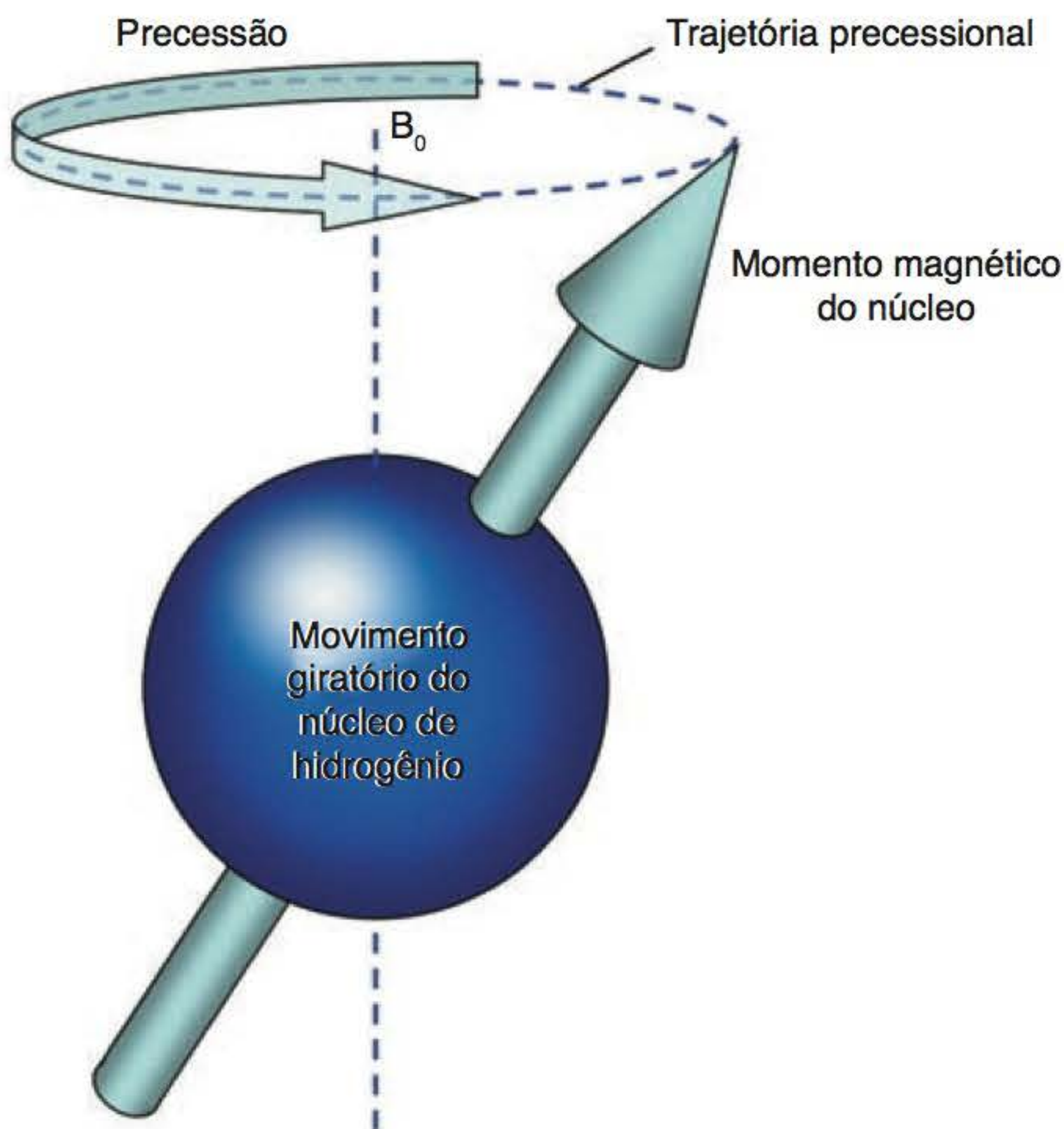


Figura 1.6 Precessão.

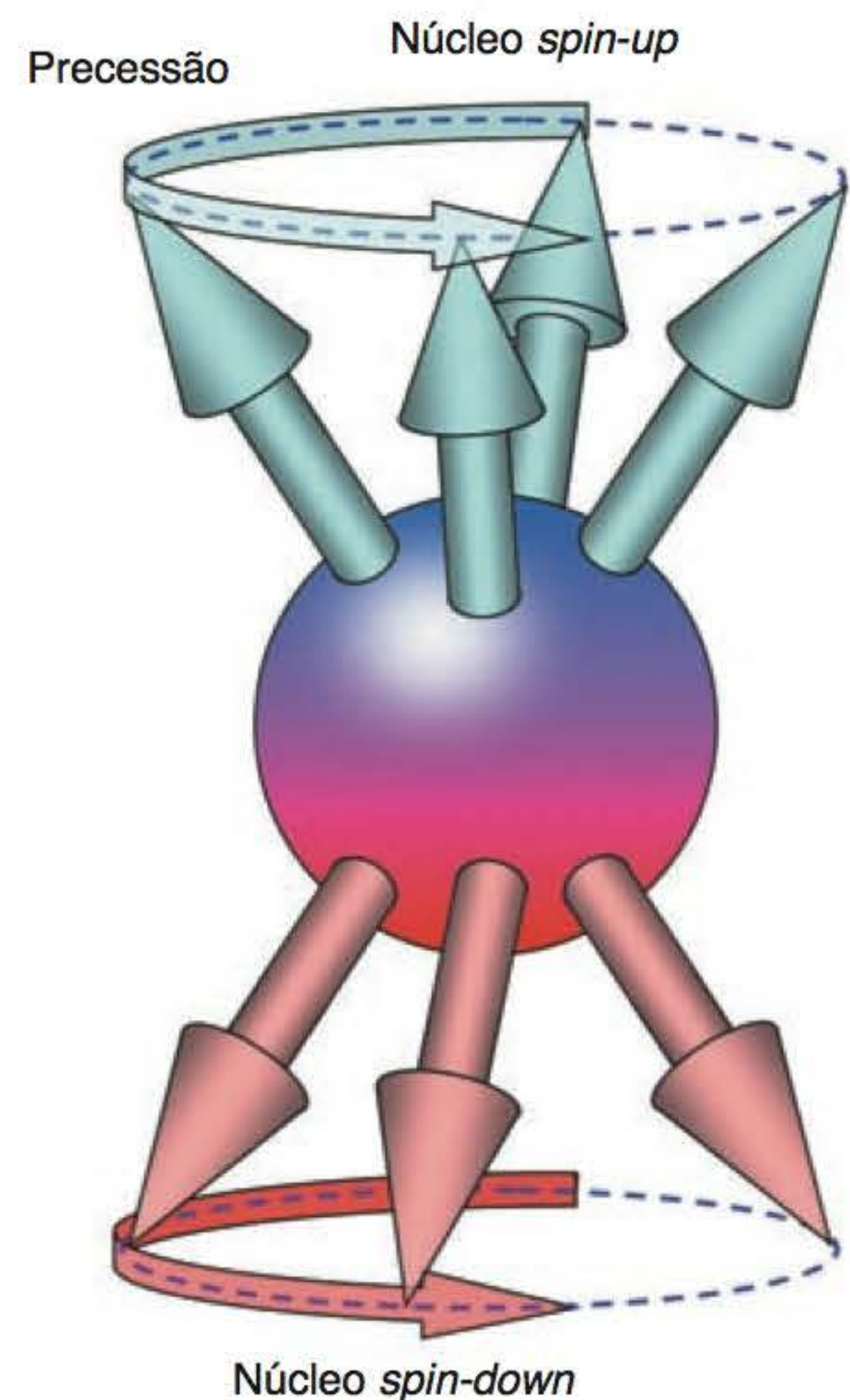


Figura 1.7 Precessão de populações de núcleos *spin-up* e *spin-down*.

alta energia e outra com número maior de núcleos *spin-up* de baixa energia. Os momentos magnéticos de todos estes núcleos fazem precessão em torno de  $B_0$  em uma trajetória precessional (Figura 1.7).

## A equação de Larmor

O valor da frequência precessional é estabelecido pela equação de Larmor:

$$\omega_0 = B_0 \times \lambda.$$

Na qual:

$\omega$  = é a frequência precessional

$B_0$  = é a potência do campo magnético gerada pelo magneto

$\lambda$  = é a razão giromagnética

A razão giromagnética expressa a relação entre o momento angular e o momento magnético de cada núcleo ativo em RM. Esta razão é uma constante e é expressa como a frequência precessional de um núcleo ativo em RM específico a 1 T. Portanto, a unidade da razão giromagnética é MHz/T.

A razão giromagnética do hidrogênio é de 42,57 MHz/T. Outros núcleos ativos em RM têm razões giromagnéticas diferentes, ou seja, têm frequências precessionais diferentes na mesma potência de campo. Além disso, o hidrogênio tem frequência precessional diferente em diferentes potências de campo. Por exemplo:

- a 1,5 T, a frequência precessional do hidrogênio é de 63,86 MHz ( $42,57 \text{ MHz} \times 1,5 \text{ T}$ )
- a 1,0 T, a frequência precessional do hidrogênio é de 42,57 MHz ( $42,57 \text{ MHz} \times 1,0 \text{ T}$ )
- a 0,5 T, a frequência precessional do hidrogênio é de 21,28 MHz ( $42,57 \text{ MHz} \times 0,5 \text{ T}$ ).

A frequência precessional muitas vezes é chamada de **frequência de Larmor** porque é determinada por meio dessa equação.



## Saiba mais: equação de Larmor

A equação de Larmor nos remete a dois fatos importantes:

- Todos os núcleos ativos em RM têm sua própria constante giromagnética; portanto, quando são expostos a uma mesma potência de campo, sua precessão ocorre em frequências diferentes, isto é, o hidrogênio precessa a uma frequência diferente tanto do flúor quanto do carbono, que também são núcleos ativos em RM. Isso nos permite fazer a imagem especificamente em relação ao hidrogênio e ignorar outros núcleos ativos em RM presentes no organismo. A maneira como isso é realizado será discutida adiante
- Como a razão giromagnética é uma constante de proporcionalidade,  $B_0$  é proporcional à frequência de Larmor. Portanto, se  $B_0$  aumentar, a frequência de Larmor também aumentará, e vice-versa.

## Ressonância

**Ressonância** é um fenômeno que ocorre quando um objeto é exposto a uma alteração oscilatória que tem uma frequência próxima à frequência natural da oscilação. Quando um núcleo é exposto a uma alteração externa que apresenta oscilação similar a sua frequência natural, o núcleo ganha energia da força externa. O núcleo ganhará energia e entrará em ressonância se a energia for aplicada exatamente na sua frequência precessional. A ressonância não ocorrerá se a energia for aplicada em uma frequência diferente da frequência de Larmor do núcleo.

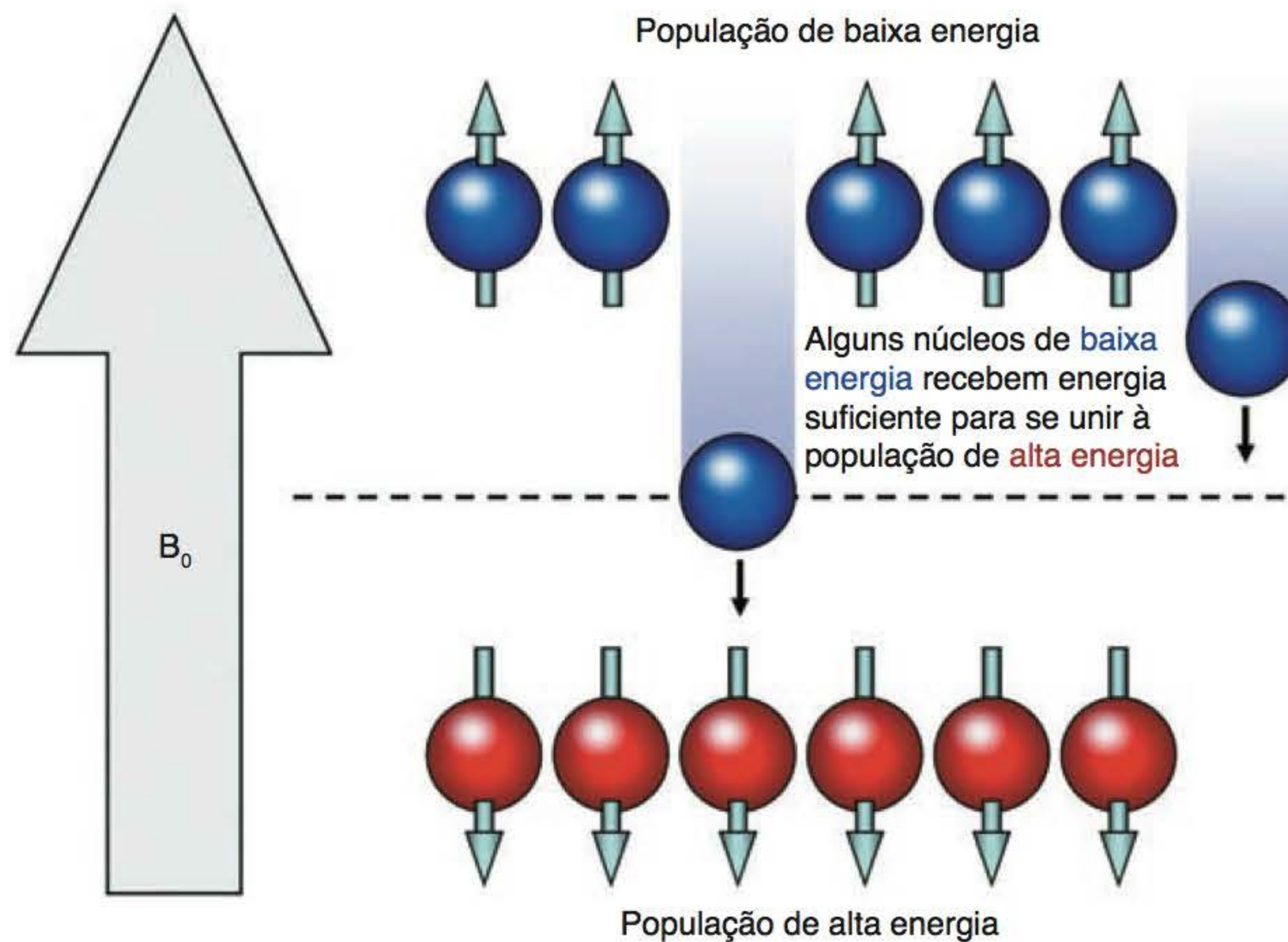
A energia na frequência precessional do hidrogênio em todas as potências de campo na RM clínica corresponde à faixa de **radiofrequência (RF)** do espectro eletromagnético (Figura 1.8). Para que ocorra a ressonância do hidrogênio, é necessário que seja aplicado um **pulso de energia de RF** exatamente na mesma frequência de Larmor do hidrogênio. Outros núcleos ativos em RM que se alinham com  $B_0$  não entram em ressonância, porque sua frequência precessional é diferente daquela do hidrogênio. Isso ocorre porque suas razões giromagnéticas são diferentes da razão giromagnética do hidrogênio.

A aplicação de um pulso de RF que provoca a ocorrência a ressonância é denominado **excitação**. Esta absorção de energia aumenta o número de populações de núcleos de hidrogênio em rotação negativa (*spin-down*) à medida que alguns núcleos *spin-up* (mostrados em azul na Figura 1.9) ganham energia graças à ressonância e se tornam núcleos de alta energia (mostrados em vermelho na Figura 1.9). A diferença de energia entre as duas populações corresponde à energia necessária para produzir ressonância por excitação. À medida que a potência do campo aumenta, a diferença de energia entre as duas populações também aumenta, de maneira que mais energia (frequências mais altas) é necessária para produzir ressonância.

Linhas de transmissão		Rádio		Micro-ondas		Luz	Radiação solar	Raios X	
10 <sup>2</sup>	10 <sup>4</sup>	10 <sup>6</sup>	10 <sup>8</sup>	10 <sup>10</sup>	10 <sup>12</sup>	10 <sup>14</sup>	10 <sup>16</sup>	10 <sup>18</sup>	10 <sup>20</sup>
Frequência (Hz)									
Não ionizante								Ionizante	
100 kHz		1.000 kHz		10 MHz		100 MHz		1.000 MHz	
Frequência									
		Rádio AM	Radio-amador	Telefone sem fio, rádio FM, aparelho de RM		Telefone celular			

**Figura 1.8** O espectro eletromagnético.





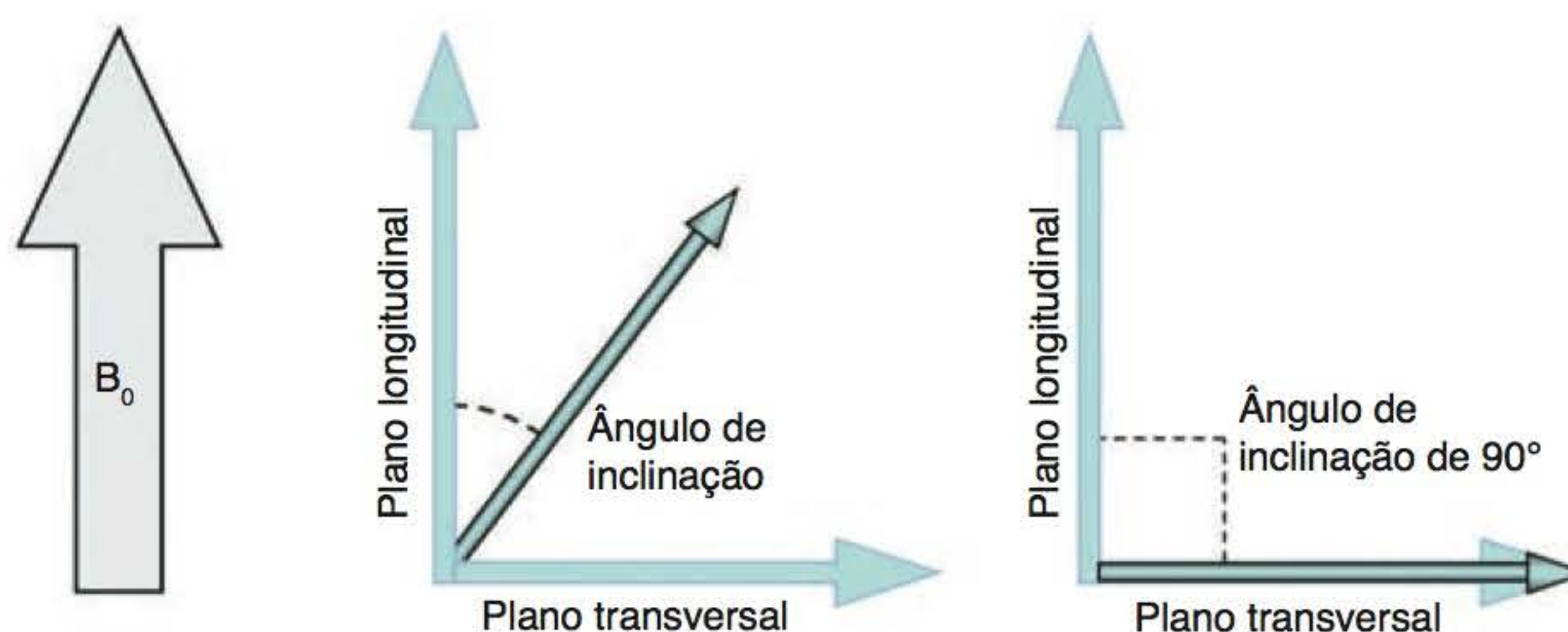
**Figura 1.9** Transferência de energia durante a excitação.

## As consequências da ressonância

Uma das consequências da ressonância é que o VME se afasta do alinhamento em relação a  $B_0$ . Isso ocorre porque foi fornecida a alguns núcleos de baixa energia, por meio de ressonância, a energia suficiente para se juntarem à população de alta energia. Como o VME reflete o equilíbrio entre as populações de baixa e alta energia, a ressonância faz com que o VME não fique mais paralelo a  $B_0$ , mas cria um ângulo em relação a ele. O ângulo pelo qual o VME sai do alinhamento é chamado de **ângulo de inclinação** (*flip angle*) (Figura 1.10). A magnitude do ângulo de inclinação depende da amplitude e da duração do pulso RF. Em geral, o ângulo de inclinação é de  $90^\circ$ , isto é, o VME recebe energia suficiente do pulso de RF para mover-se  $90^\circ$  em relação a  $B_0$ . Entretanto, como o VME é um vetor, mesmo que sejam usados ângulos diferentes de  $90^\circ$  existirá sempre um componente de magnetização em um plano perpendicular a  $B_0$ .

- $B_0$  passa a ser denominado **plano longitudinal**
- O plano de  $90^\circ$  com relação a  $B_0$  é denominado **plano transversal**.

Com um ângulo de inclinação de  $90^\circ$ , os núcleos recebem energia suficiente para que o VME longitudinal seja completamente transferido para um VME transversal. Este VME transversal gira no plano transversal na frequência de Larmor. Quando se utilizam ângulos com menos de  $90^\circ$ , apenas uma parte do VME é transferida para o plano transversal. Isso significa que um número

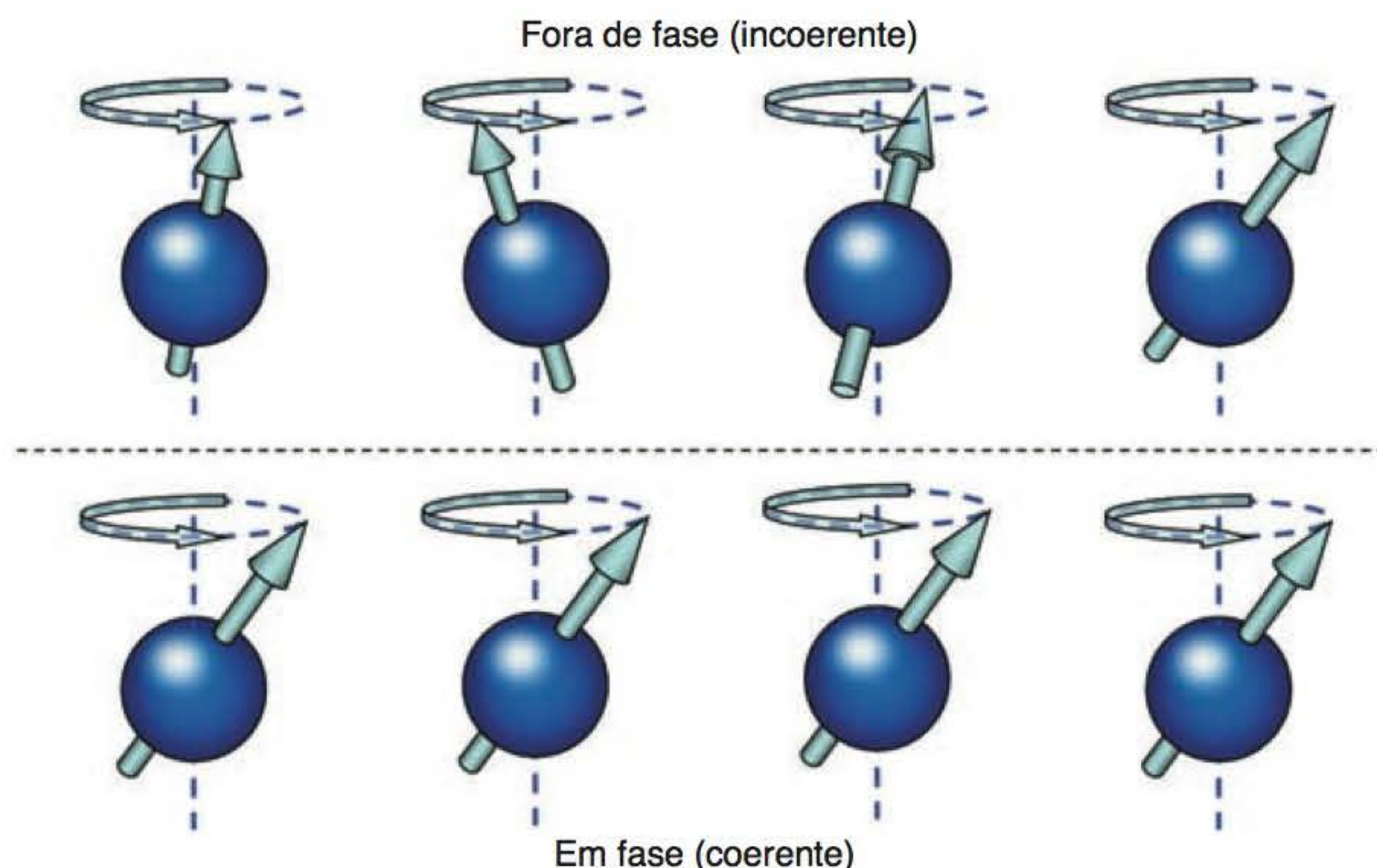


**Figura 1.10** Ângulo de inclinação (*flip angle*).



menor de *spins* de baixa energia torna-se *spins* de alta energia como resultado da excitação. Se ângulos de inclinação com mais de  $90^\circ$  forem utilizados, significa que um número maior de *spins* de alta energia tornar-se-á *spins* de baixa energia. O VME simplesmente reflete o equilíbrio entre as populações *spin-up* e *spin-down*.

A outra consequência da ressonância é que os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogênio se movem em fase uns em relação aos outros. **Fase** é a posição de cada momento magnético na trajetória precessional em torno de  $B_0$ . Os momentos magnéticos que estão **em fase** (ou **coerentes**) estão na mesma posição da trajetória precessional em torno de  $B_0$  em um dado momento. Momentos magnéticos que estão **fora de fase** (ou **incoerentes**) não estão na mesma posição na trajetória precessional. Quando ocorre a ressonância, todos os momentos magnéticos se movem para a mesma posição na trajetória precessional e ficam então em fase (Figura 1.11).



**Figura 1.11** Em fase (coerente) ou fora de fase (incoerente).

## Saiba mais: equação de Larmor



Os termos frequência e fase são empregados muitas vezes neste livro e é importante compreender a diferença e a correlação entre eles. A analogia mais fácil é com os ponteiros de um relógio. **Frequência** é o intervalo de tempo que o ponteiro das horas leva para dar a volta completa no visor, isto é, 12 h. A unidade de frequência é o hertz (Hz), sendo que 1 Hz equivale a 1 ciclo ou rotação por segundo. Usando a analogia com o relógio, a frequência do ponteiro das horas é de  $1/43.200 \text{ s} = 0,0000231 \text{ Hz}$  enquanto se move em torno do visor do relógio a cada 12 h. A **fase** do ponteiro das horas, medida em graus ou radianos, é o tempo marcado no visor do relógio, por exemplo, 10 h, 2 h, e que corresponde a sua posição em torno do visor quando olhamos para saber que horas são (Figura 1.12).

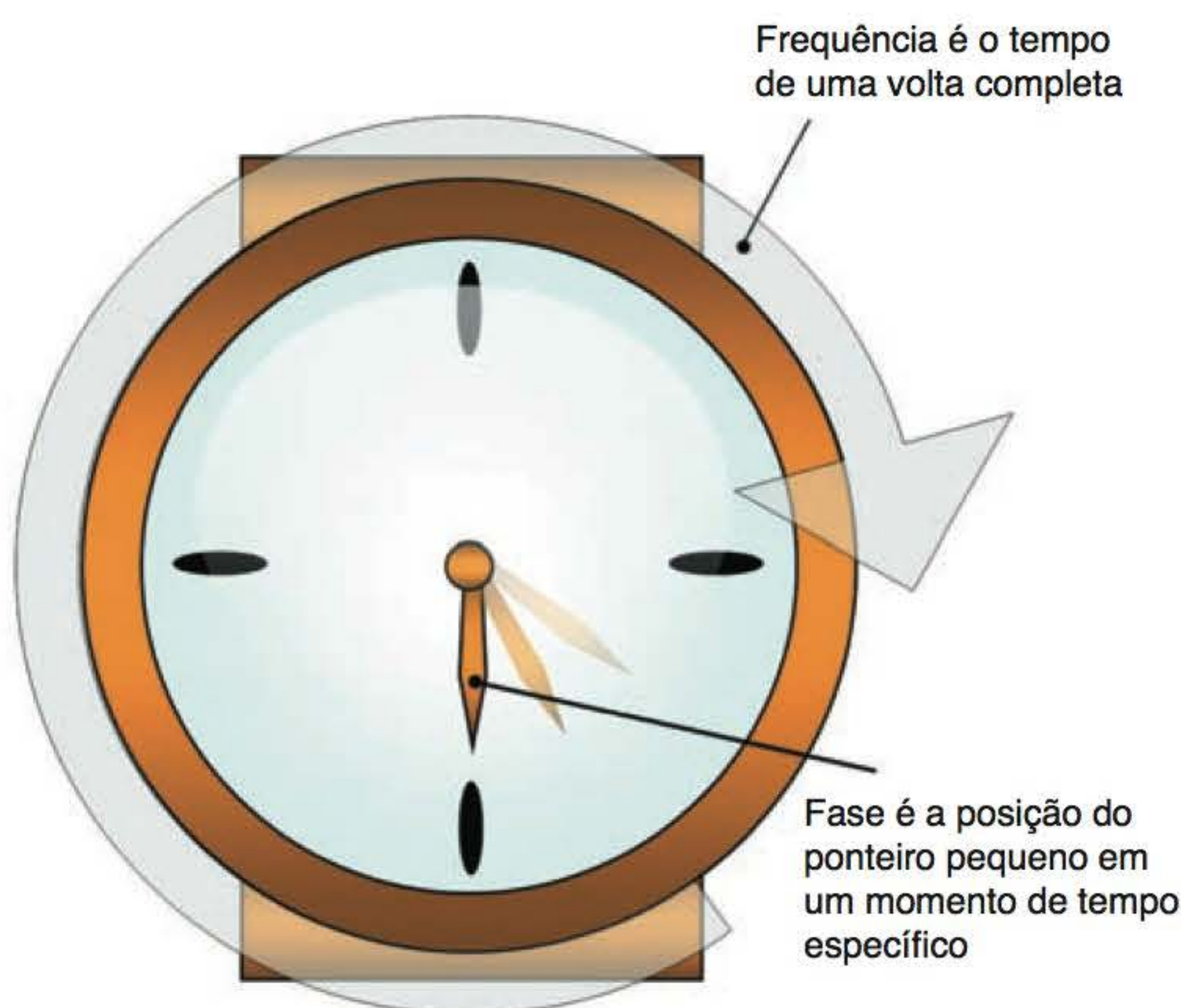
A fase do ponteiro do relógio depende de sua frequência. Se a frequência estiver correta, então o ponteiro sempre marcará a hora certa. Se o relógio atrasar ou adiantar, isto é, se a frequência diminuir ou aumentar, então o relógio mostrará a hora incorreta. O círculo tem  $360^\circ$ , portanto, 360 posições possíveis. No entanto, existe um número infinito de frequências.

Imagine uma sala onde se encontram pessoas com relógios que marcam a hora correta e a quem se pede que sincronizem seus relógios em meio-dia (12 h). Uma hora depois, os relógios de todos eles marcarão 1 h da tarde (13 h) porque marcam a hora certa. Os relógios estão em fase ou coerentes porque todos marcam a mesma hora, e todos os ponteiros se encontram no mesmo ponto no mostrador ao mesmo tempo. Entretanto, se após a sincronização os relógios das pessoas colocadas à esquerda da sala estiverem andando mais rápido durante a uma hora e os relógios das pessoas à direita da sala estiverem andando atrasados, então, quando forem 13 h, os relógios marcarão horas diferentes. Os relógios das pessoas à esquerda mostrarão que já passa das 13 h, por exemplo 13h15, e os relógios das pessoas à



direita mostrarão que ainda não são 13 h, por exemplo são 12h45. Desse modo, os relógios estão fora de fase ou incoerentes, porque mostram uma hora diferente e seus ponteiros não estão no mesmo ponto no mostrador naquela hora. O quanto estão fora de fase depende de suas frequências relativas entre às 12 h e às 13 h.

Se a diferença for grande entre as frequências, então a diferença em fase é maior do que se a diferença de frequência fosse pequena. Fase e frequência estão, portanto, relacionadas. Nesse contexto, a frequência do ponteiro das horas está relacionada com sua mudança de fase durante o passar do tempo. Em outros contextos, posteriormente empregados neste livro, a frequência representa uma mudança de fase em relação a uma distância. Neste livro, faremos referência a esta analogia com o relógio diversas vezes. Fique atento ao símbolo com o relógio que aparecerá nas margens.



**Figura 1.12** Fase e frequência.

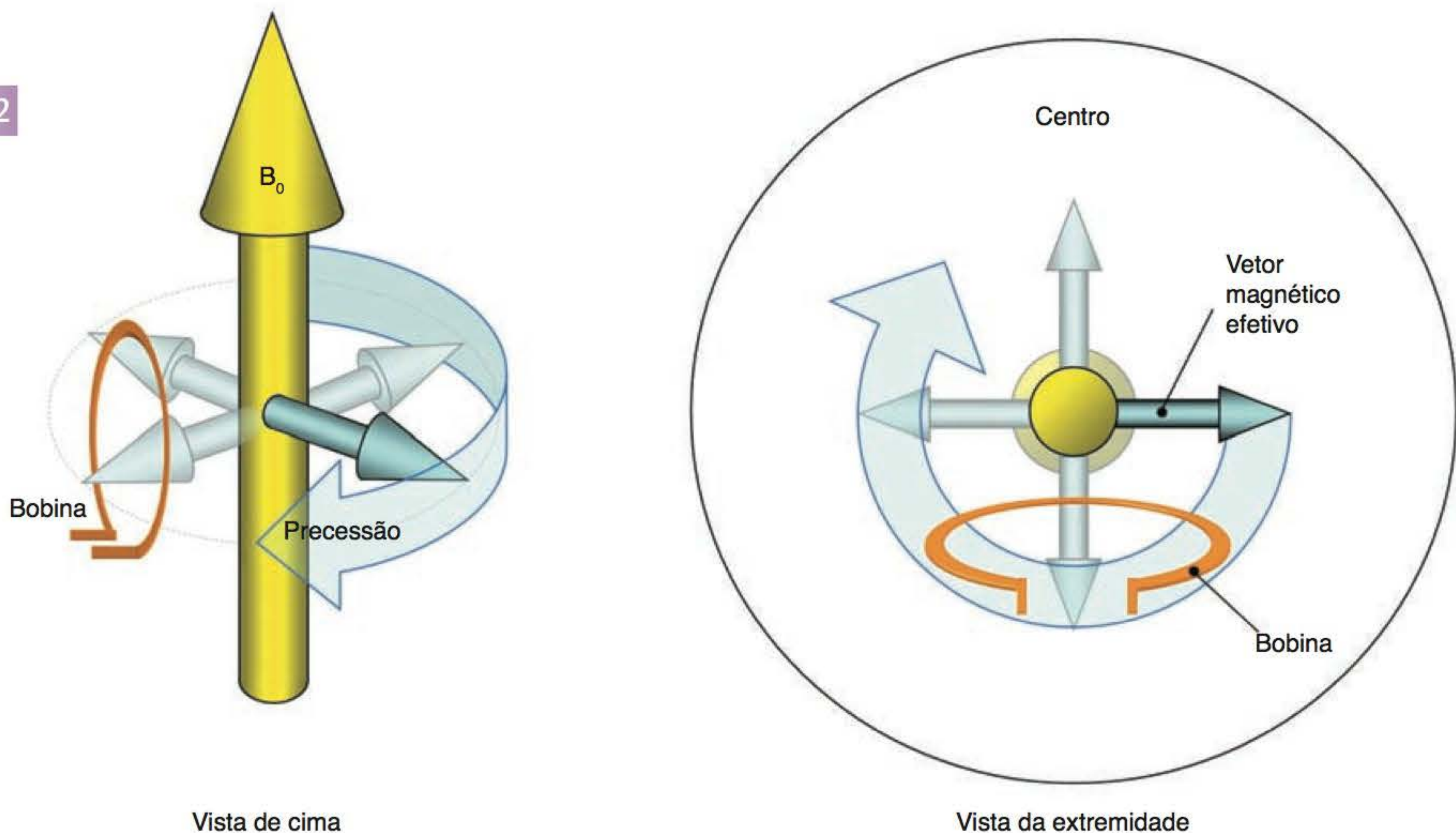
## Resumo

- Para que ocorra a ressonância do hidrogênio, é necessário aplicar a RF exatamente na frequência de Larmor do hidrogênio
- A consequência da ressonância é a magnetização no plano transversal que está em fase ou coerente
- Esta magnetização transversa coerente ou em fase faz precessão na frequência de Larmor.

## O sinal de RM

Como consequência da ressonância, a magnetização coerente ou em fase faz precessão na frequência de Larmor no plano transversal. Segundo a lei de indução eletromagnética de Faraday, se for colocada uma bobina receptora ou qualquer fio condutor na área de um campo magnético em movimento, isto é, a magnetização em precessão no plano transversal, será induzida uma voltagem nesta bobina receptora. O **sinal de RM** é produzido quando a magnetização coerente (em fase) atravessa a bobina. Assim sendo, a magnetização transversal e coerente em movimento produz flutuações do campo magnético no interior da bobina que induzem uma voltagem elé-





**Figura 1.13** Geração do sinal.

trica na bobina. Essa voltagem constitui o sinal de RM. A frequência do sinal é a mesma que a frequência de Larmor – a magnitude do sinal depende da magnetização existente no plano transversal (Figura 1.13).

## Sinal de declínio de indução livre (DIL)

Quando se desliga o pulso de RF, o VME passa novamente a sofrer influência de  $B_0$  e tenta realinhar-se com este. Para que isto ocorra, o núcleo de hidrogênio precisa perder a energia que lhe foi dada pelo pulso de RF. O processo pelo qual o hidrogênio perde energia é denominado **relaxamento**. Ao ocorrer o relaxamento, o VME volta a se realinhar com  $B_0$  porque alguns dos núcleos de alta energia retornam à população de baixa energia e alinham seus momentos magnéticos no sentido *spin-up*.

- A magnetização no plano longitudinal aumenta gradualmente – isto é denominado **recuperação**
- Ao mesmo tempo, porém de modo independente, a magnetização no plano transversal diminui gradualmente – isto é denominado **decaimento**.

À medida que diminui a magnitude de magnetização transversal, o mesmo se dá com a magnitude da voltagem induzida na bobina receptora. A indução de sinal reduzido é denominada sinal de decaimento da indução livre (DIL).

## Relaxamento

Durante o relaxamento, os núcleos de hidrogênio liberam a energia de RF absorvida e o VME retorna a  $B_0$ . Ao mesmo tempo, porém de maneira independente, os momentos magnéticos do hidrogênio perdem coerência devido à defasagem. O relaxamento leva à recuperação da magnetização no plano longitudinal e ao decaimento da magnetização no plano transversal.



- A recuperação da magnetização longitudinal é causada por um processo denominado **recuperação T1**
- O declínio da magnetização transversal é causado por um processo designado **decaimento T2**.

## Recuperação T1

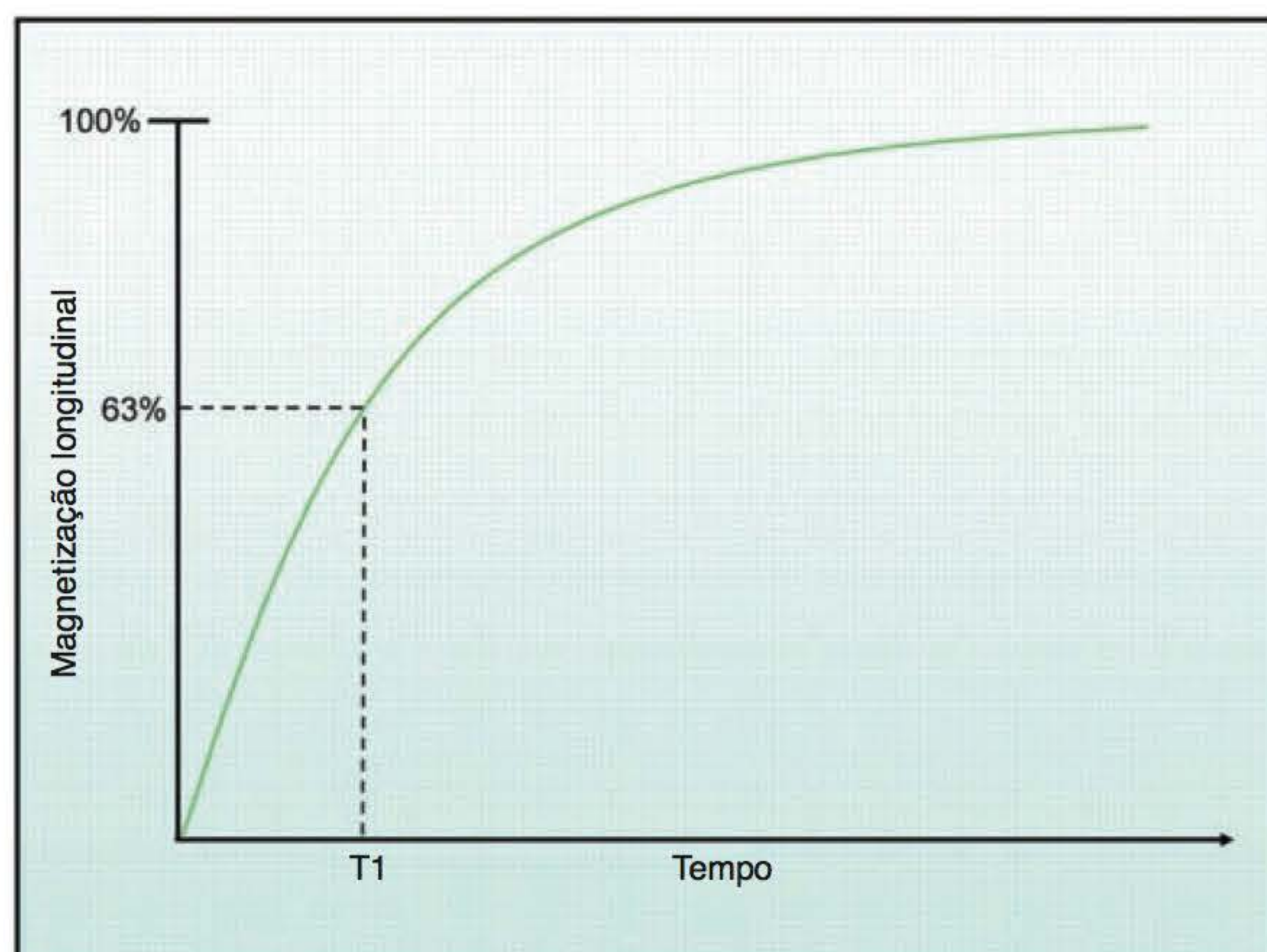
A recuperação T1 é causada pelos núcleos que estão liberando sua energia no ambiente ou quadratura e é chamada de **relaxamento rotação-quadratura** (*spin lattice relaxation*). A energia liberada na quadratura circundante faz com que os momentos magnéticos dos núcleos recuperem sua magnetização longitudinal (magnetização no plano longitudinal). A taxa de recuperação é um processo exponencial, com tempo de recuperação constante denominado **tempo de relaxamento T1**. Este é o tempo necessário para a recuperação de 63% da magnetização longitudinal no tecido (Figura 1.14).

## Decaimento T2

O decaimento T2 é causado por campos magnéticos de núcleos vizinhos interagindo uns com os outros. É denominada **relaxamento spin-spin** e acarreta o decaimento ou perda da magnetização transversal coerente (magnetização no plano transversal). A razão de decaimento também é um processo exponencial, de maneira que o **tempo de relaxamento T2** de um tecido é sua constante temporal de decaimento. Este é o tempo necessário para a perda de 63% da magnetização transversal (permanecem 37%) (Figura 1.15).

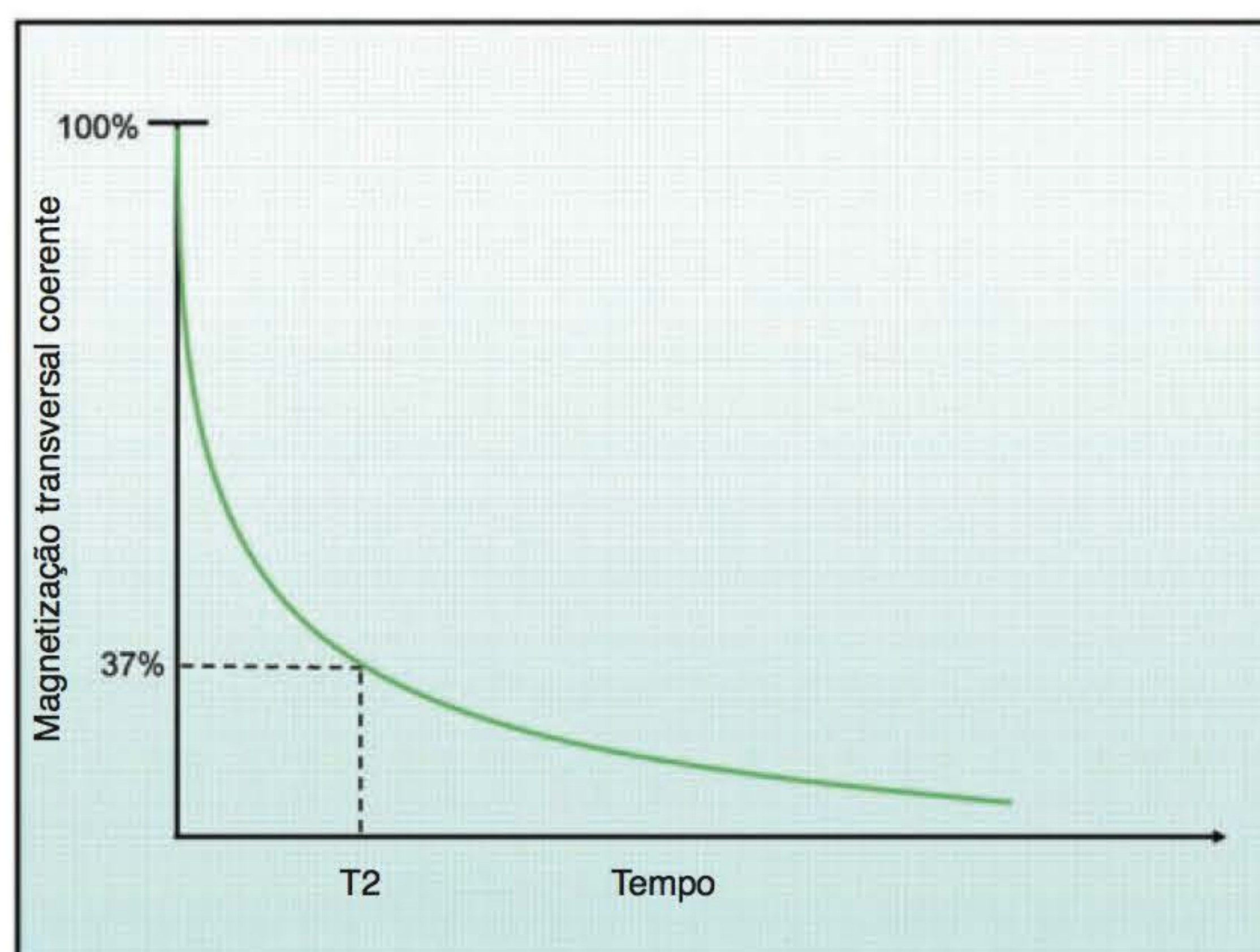
## Resumo

- O relaxamento T1 leva à recuperação da magnetização longitudinal em virtude da dissipação de energia para a quadratura (*lattice*) circundante
- O relaxamento T2 resulta na perda da magnetização transversal coerente em decorrência de interações entre os campos magnéticos de núcleos adjacentes
- Um sinal ou voltagem só será induzido na bobina receptora se houver magnetização coerente no plano transversal, quer dizer, que esteja em fase (Figura 1.16).

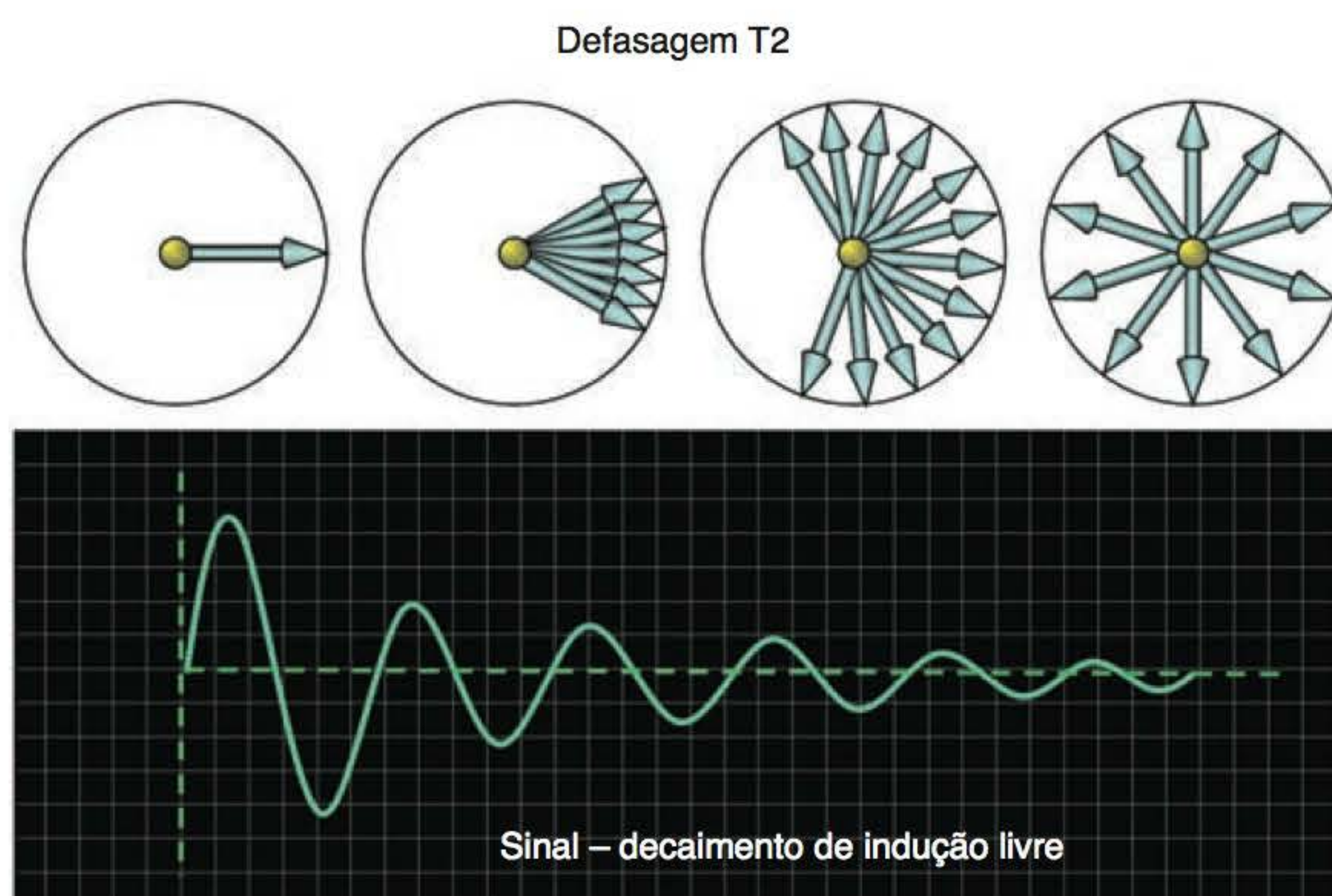


**Figura 1.14** Curva de recuperação T1.





**Figura 1.15** Curva de decaimento T2.



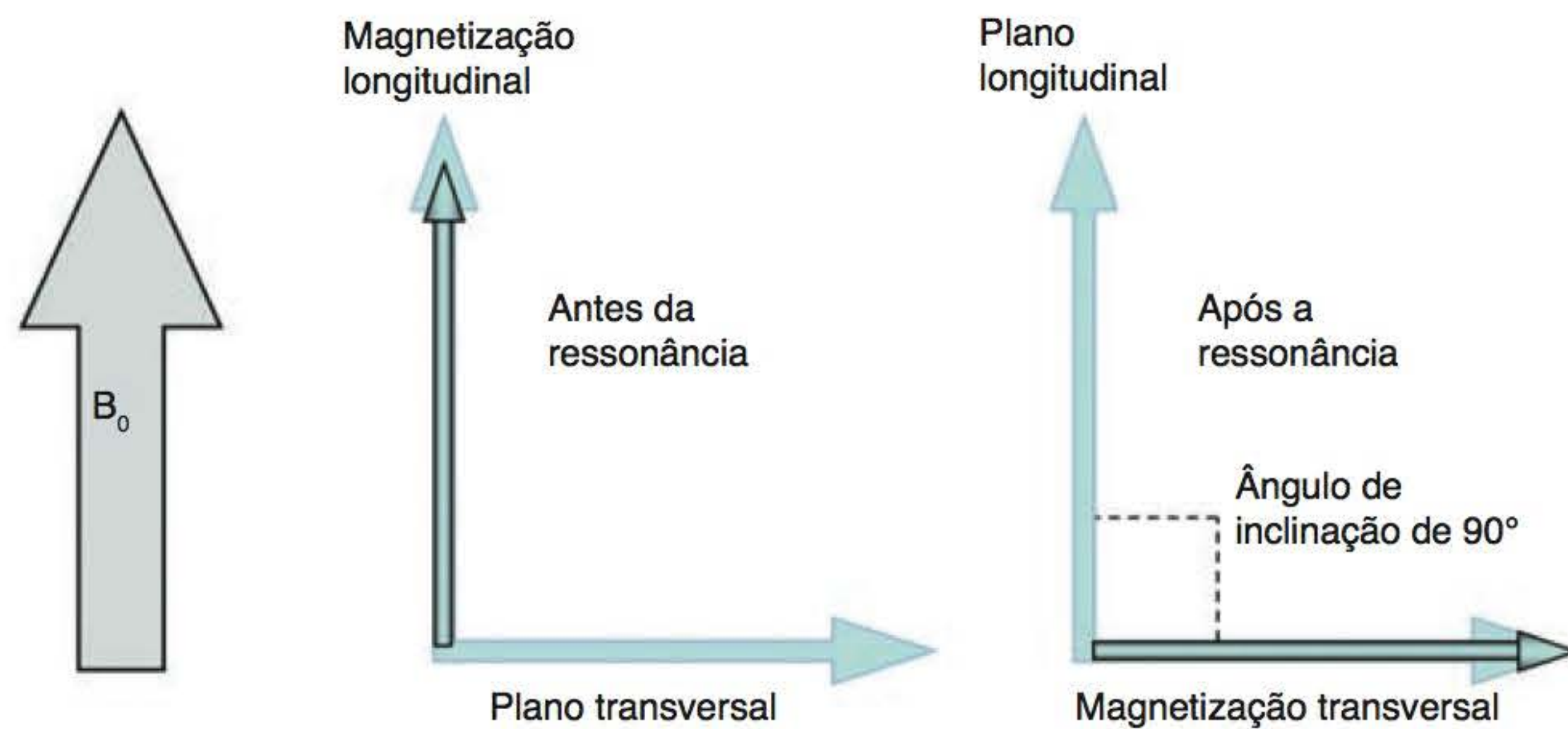
**Figura 1.16** Defasagem e decaimento de indução livre (DIL).

## Saiba mais: vetores

O VME é um vetor de grandeza. Ele é criado por dois componentes a  $90^\circ$  um em relação ao outro. Esses dois componentes são a magnetização no plano longitudinal e a magnetização no plano transversal (Figura 1.17). Antes da ressonância, há magnetização longitudinal total paralela a  $B_0$ . Após a aplicação do pulso de RF, e supondo-se um ângulo de inclinação de  $90^\circ$ , o VME passa completamente para o plano transversal. Passa a haver então magnetização transversal total e magnetização longitudinal zero.

Assim que o pulso de RF é removido, o VME se recupera. Quando isto ocorre, o componente longitudinal da magnetização cresce novamente, enquanto diminui o componente transversal (mostrado mais adiante na Figura 2.1). Como a amplitude do sinal recebido está relacionada com a magnitude do componente transversal coerente, o sinal na bobina declina à medida que se dá o relaxamento.





**Figura 1.17** Magnetização longitudinal e transversal.

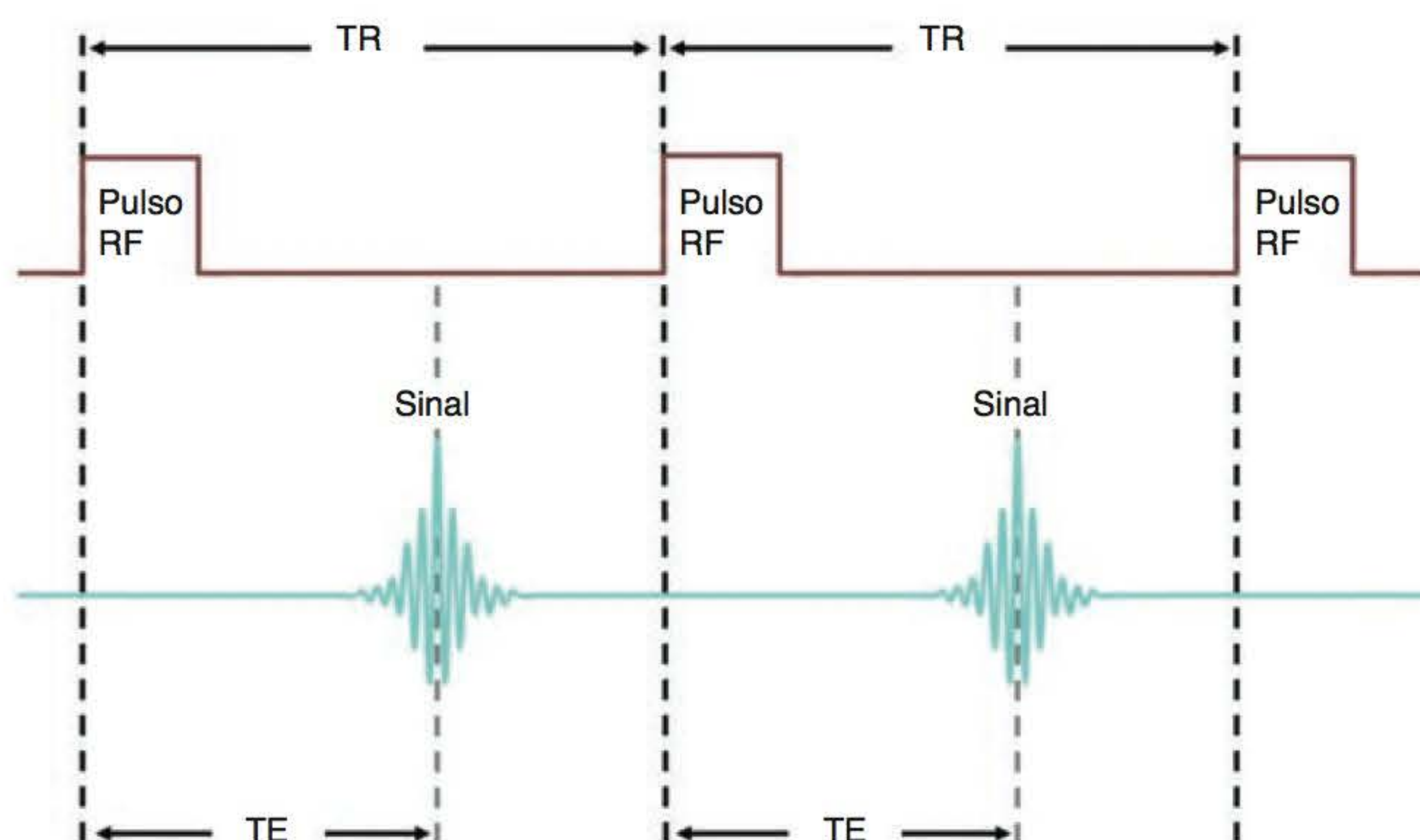
A magnitude e a sincronização dos pulsos de RF formam parte da **sequência de pulsos**, que constituem a base para a geração de contraste em RM.

## Parâmetros de sincronização de pulsos

Uma sequência de pulsos muito simplificada é uma combinação de pulsos de RF, sinais e períodos de recuperação intervenientes (Figura 1.18). É importante observar que uma sequência de pulsos, como a apresentada na Figura 1.18, apenas mostra em termos simples os diversos parâmetros de sincronização usados em sequências mais complicadas, isto é, TR e TE.

Uma sequência de pulsos consiste em vários períodos de tempo, e os principais estão descritos a seguir.

- O **tempo de repetição (TR)** é o intervalo de tempo desde a aplicação de um pulso de RF até a aplicação do pulso de RF seguinte e é medido em milissegundos (ms). O TR determina o relaxamento que pode ocorrer entre o término de um pulso de RF e a aplicação do pulso seguinte. O TR determina, portanto, o relaxamento T1 que ocorreu quando o sinal é lido



**Figura 1.18** Sequência básica de pulsos.



- O **tempo de eco (TE)** é o intervalo de tempo desde a aplicação do pulso de RF até o pico máximo do sinal induzido na bobina e também é medido em ms. O TE determina quanto decaimento da magnetização transversal ocorreu. O TE controla, portanto, o relaxamento T2 que ocorreu quando o sinal é lido.

Os princípios básicos da criação do sinal foram descritos.

A aplicação de pulsos RF em determinados intervalos de repetição e a recepção de sinais em tempos de eco predefinidos produzem o contraste em RM. Esse conceito será discutido com detalhes no próximo capítulo.



# 2

## Ponderação e Contraste de Imagem

- Introdução, 17
- Contraste de imagem, 17
- Mecanismos de contraste, 18
- Relaxamento em diferentes tecidos orgânicos, 19
- Contraste T1, 21
- Contraste T2, 22
- Contraste por densidade protônica, 22
- Ponderação, 24
- Decaimento T2\*, 26
- Introdução às sequências de pulsos, 29

### Introdução

Todos os estudos clínicos por imagem precisam demonstrar contraste entre as características anatômicas normais e entre a anatomia e uma patologia. Se não houver diferença de contraste, é impossível detectar anormalidades no organismo. Uma das principais vantagens da RM em comparação com outras modalidades de imagem é a excelente discriminação que faz dos tecidos moles. As características de contraste de cada imagem dependem de muitas variáveis, e é importante compreender os mecanismos que interferem no contraste da imagem em RM.

### Contraste de imagem

Os fatores que influenciam o contraste em estudos diagnósticos por imagem geralmente são divididos em duas categorias:

- **parâmetros de contraste intrínsecos** são aqueles que não podem ser alterados por serem inerentes aos tecidos orgânicos
- **parâmetros de contraste extrínsecos** são aqueles que podem ser modificados.

Por exemplo, na aquisição de imagens por raios X, os parâmetros de contraste intrínsecos incluem a densidade das estruturas que o feixe de raios X atravessa e pela qual sofre atenuação, enquanto os parâmetros de contraste extrínsecos envolvem os fatores de exposição estabelecidos pelo técnico em radiologia. Ambos determinam o contraste nessas técnicas. Na RM existem diversos parâmetros em cada grupo.

Os parâmetros de contraste intrínsecos são:

- tempo de recuperação T1
- tempo de decaimento T2
- densidade protônica



- fluxo
- coeficiente de difusão aparente (ADC, *apparent diffusion coefficient*).

Todos esses fatores são inerentes aos tecidos orgânicos e não podem ser alterados. Neste capítulo discutiremos o tempo de recuperação T1, o tempo de decaimento T2 e a densidade protônica. O fluxo e o ADC serão discutidos nos Capítulos 6 e 12.

Os parâmetros de contraste extrínsecos são:

- TR
- TE
- ângulo de inclinação
- TI (tempo de inversão)
- fator turbo/comprimento do trem de ecos
- Valor de b.

Todos esses fatores são selecionados pelo operador no console. Os parâmetros que são selecionados dependem da sequência de pulso que será empregada. TR e TE são discutidos no Capítulo 1. Os outros fatores serão discutidos nos Capítulos 5 e 12.

## Mecanismos de contraste

Uma imagem de RM tem contraste se houver áreas de alto sinal (brancas na imagem) e áreas de baixo sinal (escuras na imagem). Algumas áreas apresentam sinal intermediário (escala de cinza entre o branco e o preto). O VME pode ser decomposto em vetores individuais dos tecidos no organismo do paciente, como gordura, líquido cefalorraquidiano (LCR) e músculos.

Um tecido tem sinal de alta intensidade se apresentar um componente de magnetização coerente transversal grande em TE. Se houver um componente de magnetização coerente transversal grande, a amplitude do sinal recebido pela bobina é grande, resultando em uma área brilhante na imagem. Um tecido retorna um sinal de baixa intensidade se tiver um componente de magnetização coerente transversal pequeno em TE. Se houver um componente de magnetização coerente transversal pequeno, a amplitude do sinal recebida pela bobina é pequena, resultando em uma área escura na imagem.

As imagens obtêm o contraste principalmente por meio de mecanismos de recuperação em T1, decaimento em T2 e densidade protônica ou de *spin*. A recuperação em T1 e o decaimento em T2 foram discutidos no Capítulo 1. A **densidade protônica** de um tecido é o número de prótons livres de hidrogênio por unidade de volume do tecido. Quanto maior a densidade protônica de um tecido, maior é a disponibilidade de sinal deste tecido. O relaxamento em T1 e T2 depende de três fatores, descritos a seguir.

- *Energia inerente ao tecido.* Se a energia inerente for baixa, o arranjo molecular terá maior capacidade de absorver a energia dos núcleos de hidrogênio. Tecidos com baixa energia inerente são como esponjas que podem facilmente absorver energia dos núcleos de hidrogênio durante o relaxamento. O contrário ocorre em tecidos com energia inerente alta, que não conseguem absorver com facilidade a energia dos núcleos de hidrogênio. Esses tecidos são como toalhas de papel, são menos capazes de absorver a energia durante o relaxamento. Isso ocorre especialmente no processo de relaxamento em T1, que se baseia na troca de energia entre os núcleos de hidrogênio e o arranjo molecular (rotação-quadratura ou *spin lattice*)
- *Proximidade entre as moléculas.* Em tecidos nos quais as moléculas estão muito próximas umas das outras, existe uma interação mais eficiente entre os campos magnéticos dos núcleos de hidrogênio circundantes. O contrário ocorre quando as moléculas estão espalhadas. Isso é especialmente importante no processo de decaimento em T2, que se baseia na eficiência das interações entre os campos magnéticos dos núcleos de hidrogênio circundantes (*spin-spin*)
- *Equivalência entre a taxa de rotação molecular (molecular tumbling rate) e frequência de Larmor do hidrogênio.* Se existir boa equivalência entre os dois, a troca de energia entre os núcleos de hidro-



gênio e a quadratura molecular é eficiente. (Similar ao que ocorre com a ressonância, na qual a troca de energia é mais eficiente quando a energia é aplicada na mesma frequência que a de Larmor do hidrogênio.) Quando a equivalência é ruim, a troca de energia não é tão eficiente.

## Relaxamento em diferentes tecidos orgânicos

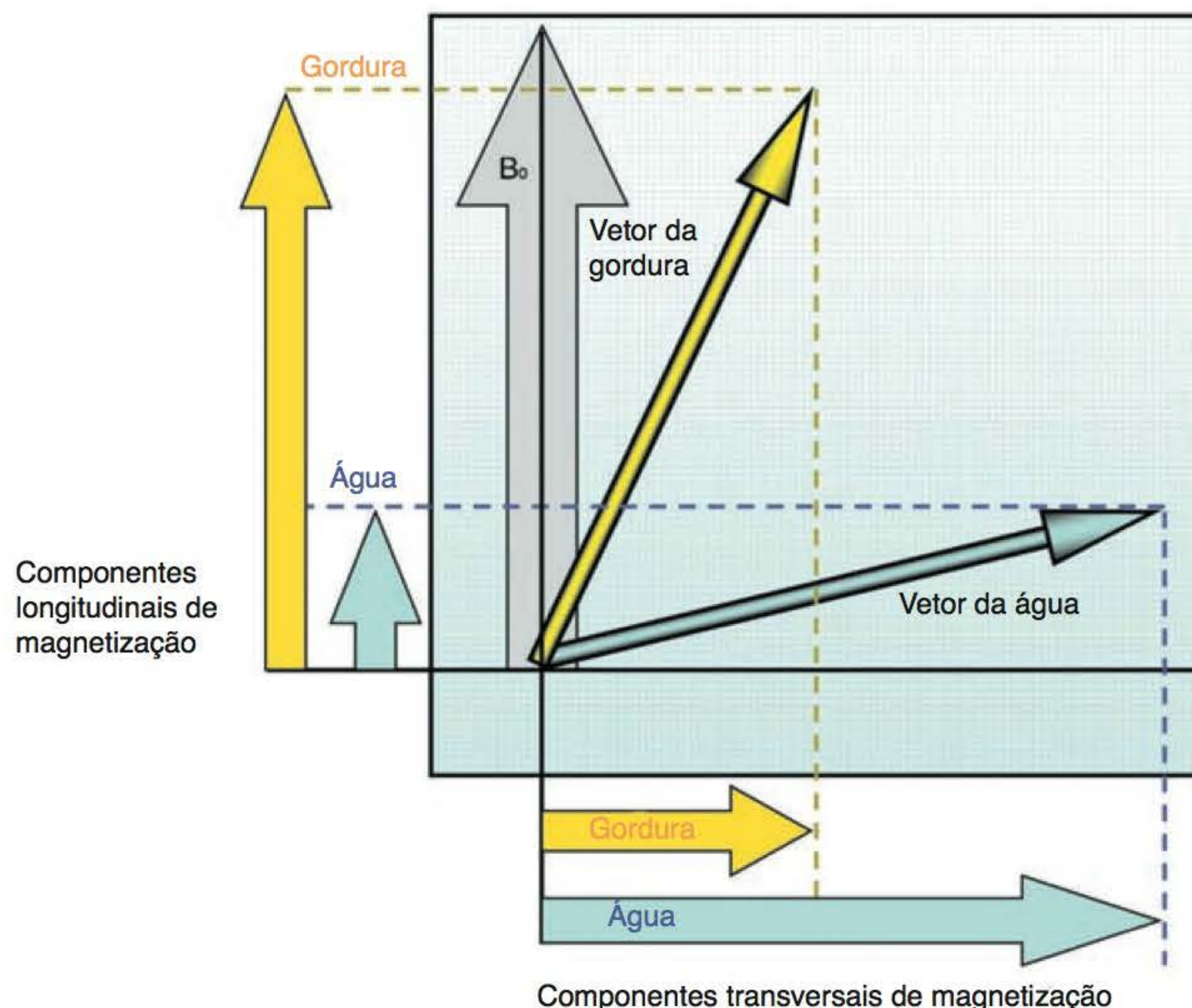
Como discutido no Capítulo 1, tanto o relaxamento em T1 como o decaimento em T2 são processos exponenciais, com as constantes temporais T1 e T2, que representam o tempo que leva para que 63% da magnetização total sejam recuperados no plano longitudinal por meio da transferência de energia rotação-quadratura (T1), ou a perda no plano transversal por meio de interações *spin-spin* (T2). Esta seção trata das curvas exponenciais para os processos de relaxamento nos tecidos.

Geralmente, os dois extremos de contraste em RM são a gordura e a água (Figura 2.1). Neste livro, os vetores que representam a gordura são desenhados em amarelo e os vetores da água, em azul.

### Gordura e água

As moléculas de gordura contêm átomos de hidrogênio ligados a átomos de carbono e oxigênio. Constituem grandes moléculas denominadas lipídios, arranjadas de maneira muito próxima umas das outras e cuja taxa de rotação molecular é relativamente lenta. As moléculas de água contêm dois átomos de hidrogênio e um de oxigênio ( $H_2O$ ). Suas moléculas ficam dispersas, e sua taxa de rotação molecular é relativamente rápida. O oxigênio da água tende a roubar elétrons que orbitam os núcleos de hidrogênio. Isso torna a água mais acessível aos efeitos do campo magnético principal.

Nas moléculas de gordura, o carbono não tira elétrons que orbitam o núcleo de hidrogênio. Eles permanecem na nuvem de elétrons, protegendo o núcleo dos efeitos do campo magnético



**Figura 2.1** Magnitude da magnetização transversa em função da amplitude do sinal.



principal. A frequência de Larmor do hidrogênio na água é mais alta do que na gordura. O hidrogênio na gordura recupera-se mais rapidamente ao longo do eixo longitudinal do que na água e perde a magnetização transversal mais rapidamente do que na água. Consequentemente, a água e a gordura aparecem de forma diferente nas imagens de RM.

## Recuperação T1 na gordura

A recuperação T1 ocorre porque os núcleos cedem energia ao ambiente que os circunda. A gordura tem energia inerente baixa e consegue facilmente absorver energia dos núcleos de hidrogênio em sua estrutura molecular. A lenta rotação molecular na gordura permite que o processo de recuperação seja relativamente rápido, porque a taxa de rotação molecular se iguala à frequência de Larmor e permite uma troca eficiente de energia dos núcleos de hidrogênio para a estrutura molecular circundante. Isso significa que os momentos magnéticos dos núcleos de gordura são capazes de relaxar e recuperar rapidamente sua magnetização longitudinal. O VME da gordura realinha-se rapidamente com  $B_0$  de maneira que o T1 da gordura é curto (Figura 2.2).

## Recuperação T1 na água

A recuperação T1 ocorre porque os núcleos cedem energia adquirida do pulso de excitação de RF à quadratura que os circunda. A água tem alta energia inerente e não consegue absorver energia facilmente em seu arranjo molecular a partir dos núcleos de hidrogênio. Na água, a mobilidade molecular é alta, resultando em recuperação T1 menos eficiente porque a taxa de rotação molecular não se iguala à frequência de Larmor e não permite uma troca eficiente de energia entre os núcleos de hidrogênio e a estrutura molecular circundante. Os momentos magnéticos da água levam mais tempo para relaxar e recuperar sua magnetização longitudinal. O VME da água leva mais tempo para se realinhar com o  $B_0$  e, por isso, o tempo T1 da água é longo (Figura 2.3).

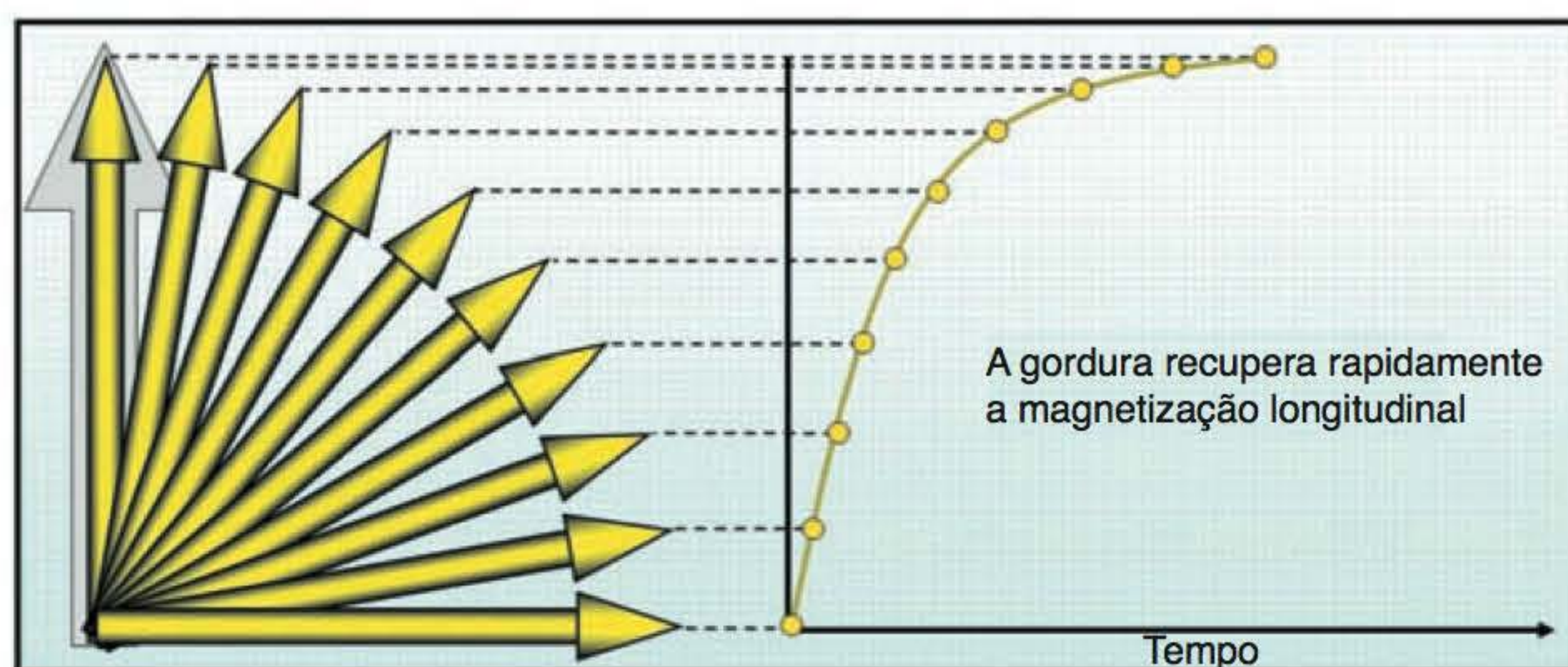


Figura 2.2 Recuperação T1 na gordura.

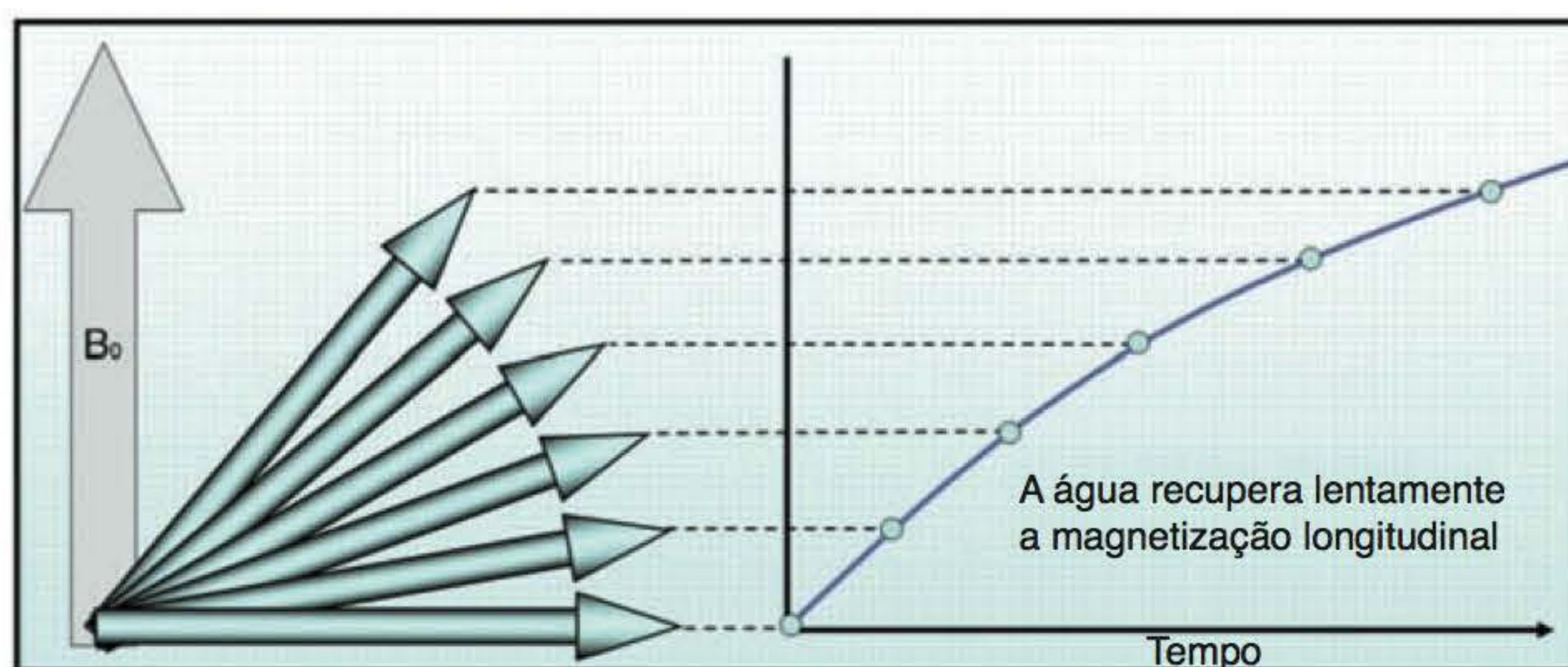


Figura 2.3 Recuperação T1 na água.



## Decaimento T2 na gordura

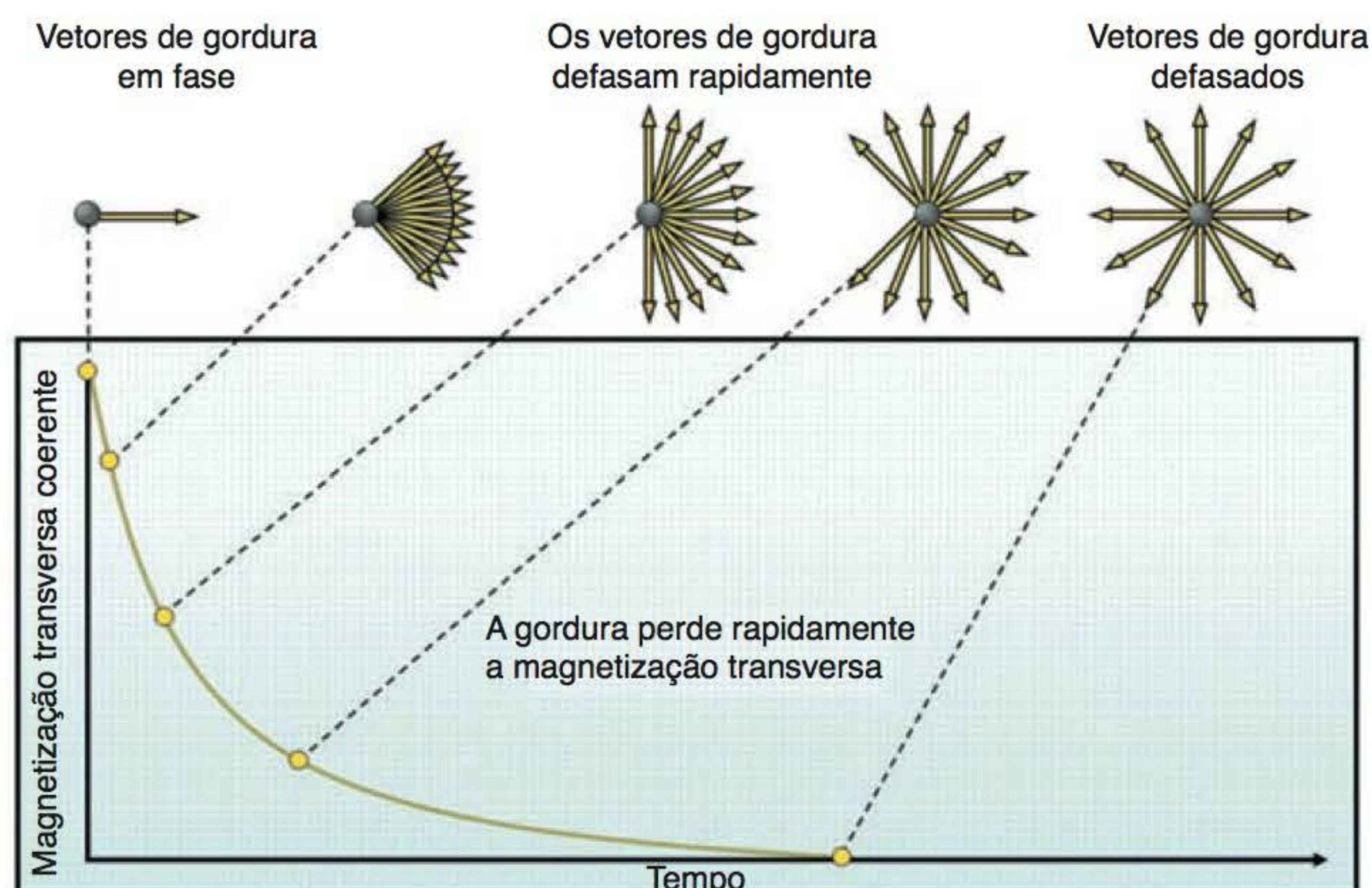
O decaimento T2 resulta da interação entre os campos magnéticos dos núcleos. Esse é um processo eficiente para o hidrogênio na gordura porque as moléculas estão muito próximas umas das outras, e, por isso, há maior possibilidade de ocorrerem interações *spin-spin*. Como resultado, os *spins* defasam rapidamente e a perda de magnetização transversal também é rápida. O tempo T2 na gordura é, portanto, curto (Figura 2.4).

## Decaimento T2 na água

O decaimento T2 na água é menos eficiente do que na gordura porque as moléculas estão afastadas umas das outras e, assim, a possibilidade de ocorrerem interações *spin-spin* é menor. Como resultado, os *spins* defasam lentamente e a perda da magnetização transversal é gradual. O tempo T2 da água é, portanto, longo (Figura 2.5).

## Contraste T1

Como o tempo T1 da gordura é menor do que o da água, o vetor da gordura se realinha com o  $B_0$  mais depressa do que o vetor da água. O componente longitudinal de magnetização da gordura é, portanto, maior que o da água. Após um determinado TR que é mais curto do que os tempos totais de relaxamento dos tecidos, o pulso de excitação de RF seguinte é aplicado. O pulso de excitação de RF inclina os componentes longitudinais de magnetização tanto da gordura como da água na direção do plano transversal (pressupondo que foi aplicado um pulso de  $90^\circ$ ), como na Figura 2.6. Como há maior magnetização longitudinal na gordura antes do pulso de RF, há maior magnetização transversal na gordura depois do pulso de RF. A gordura, portanto, tem um alto sinal e aparece brilhante em uma imagem com contraste em T1. Como há menor magnetização longitudinal na água antes do pulso de RF, há menor magnetização transversal na água depois do pulso de RF. A água, portanto, tem um baixo sinal e aparece escura em uma imagem com contraste em T1. Essas imagens são denominadas **imagens ponderadas em T1** (veja as Figuras 2.23 e 2.26).



**Figura 2.4** Decaimento T2 na gordura.



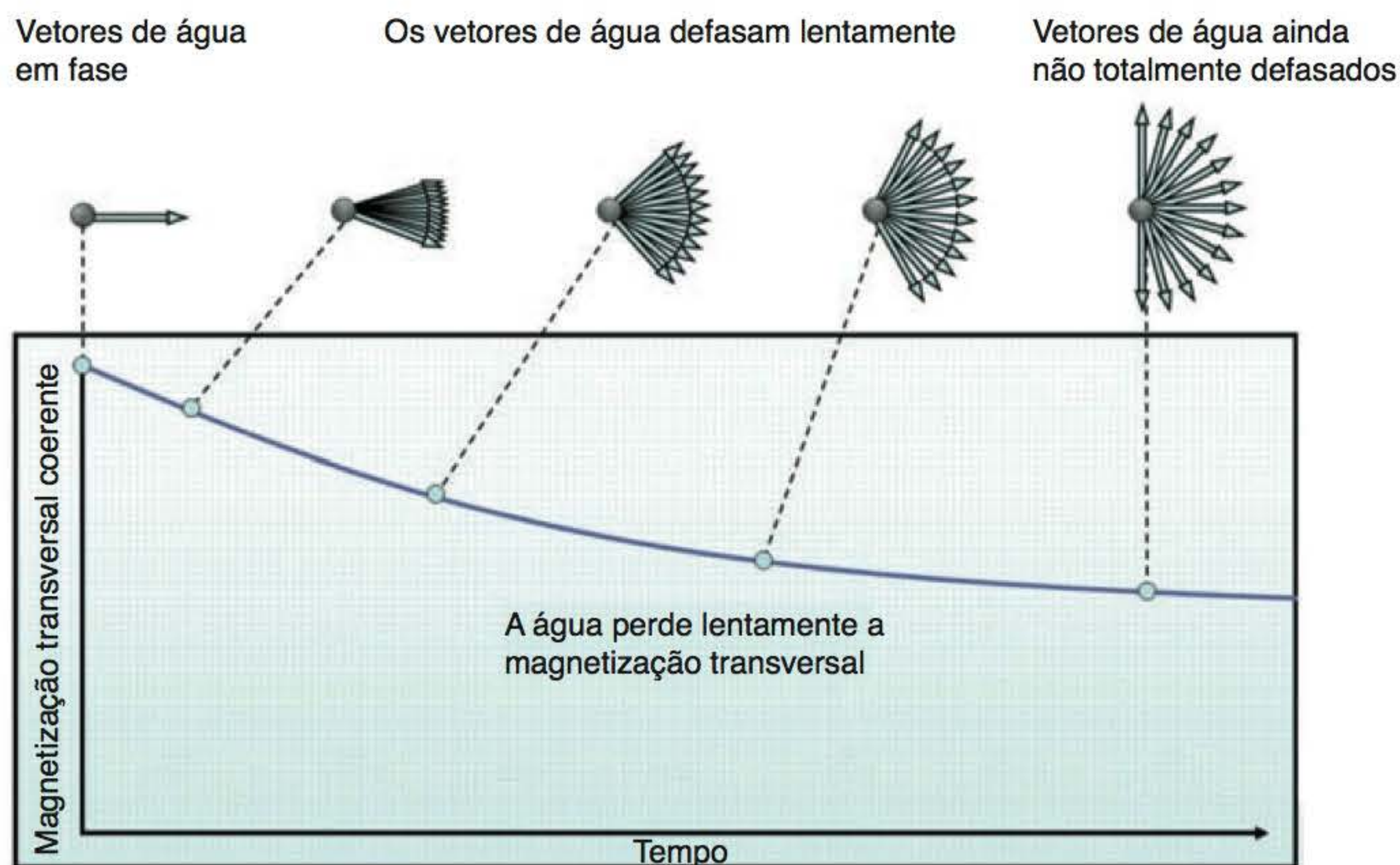


Figura 2.5 Decaimento T2 na água.

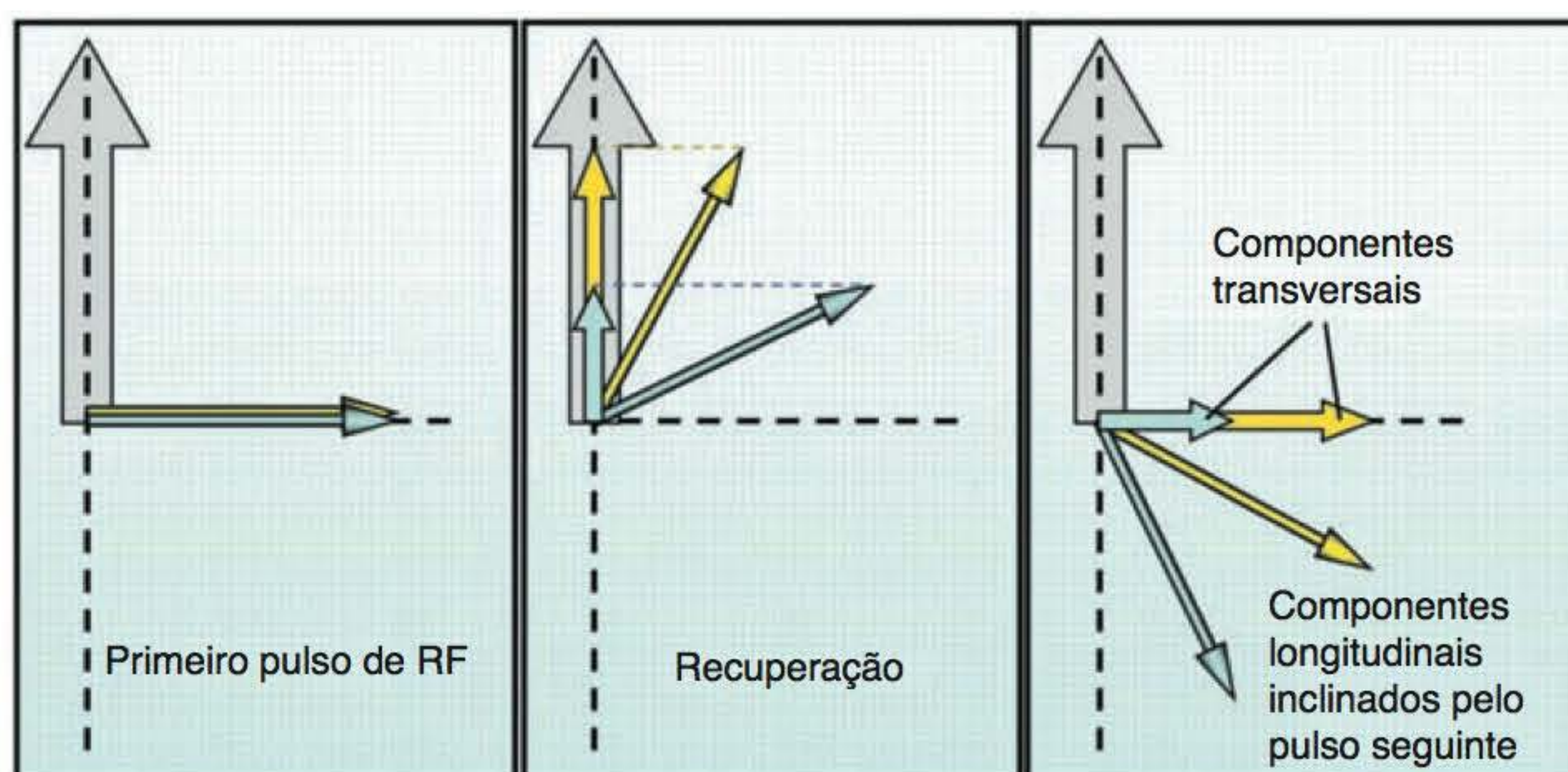


Figura 2.6 Geração do contraste T1.

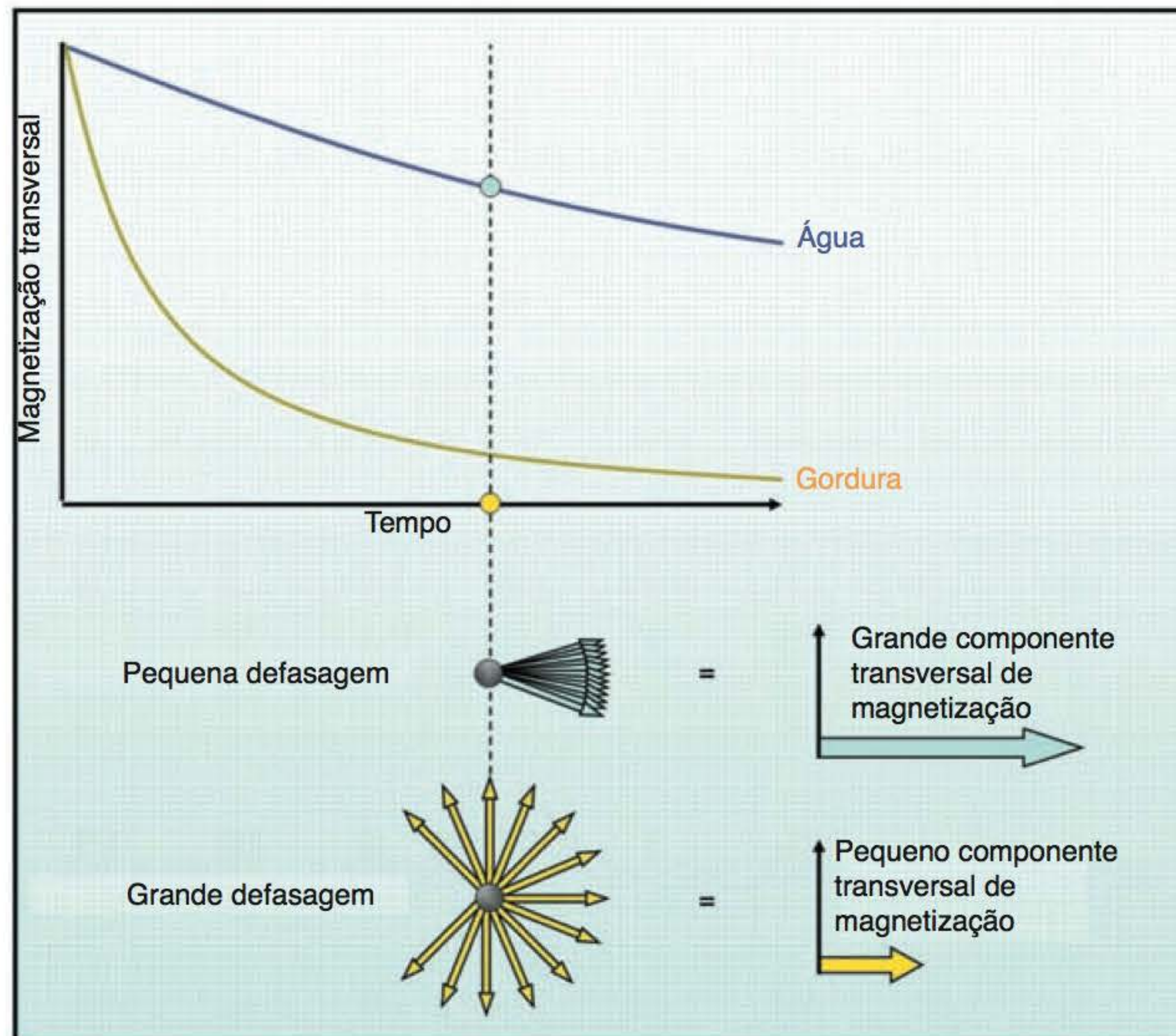
## Contraste T2

Como o tempo T2 da gordura é mais curto que o da água, o componente transversal de magnetização da gordura decai mais depressa. A magnitude da magnetização transversal na água é grande. A água tem um alto sinal e aparece brilhante em uma imagem com contraste em T2. Entretanto, a magnitude da magnetização transversal na gordura é pequena. A gordura, portanto, tem um baixo sinal e aparece escura em uma imagem com contraste em T2 (Figura 2.7). Essas imagens são denominadas **imagens ponderadas em T2** (veja as Figura 2.25).

## Contraste por densidade protônica

O contraste por densidade protônica está relacionado com diferenças na intensidade de sinal entre os tecidos, que são consequência de seu número relativo de prótons de hidrogênio livres por unidade de volume. Para produção de contraste por diferenças na densidade protônica entre os tecidos, o componente transversal de magnetização precisa refletir essas diferenças. Tecidos





**Figura 2.7** Geração de contraste T2.

com alta densidade protônica (p. ex., tecido cerebral) apresentam componente de magnetização transversal grande (e, portanto, alto sinal) e mostram-se brilhantes em uma imagem de contraste por densidade protônica. Tecidos com baixa densidade protônica (p. ex., osso cortical) apresentam componente de magnetização transversal pequeno (e, portanto, baixo sinal) e se mostram escuros em uma imagem de contraste por densidade protônica (veja a Figura 2.24). O contraste por densidade protônica sempre existe na imagem e depende de características do paciente e da área que está sendo examinada. É o contraste básico em RM, denominado **ponderação por densidade protônica**.

## Resumo

- A gordura tem T1 e T2 curtos
- A água tem T1 e T2 longos
- Para produção de alto sinal, tem de existir um grande componente de magnetização coerente no plano transversal para induzir um sinal maior na bobina
- Para produção de baixo sinal, tem de existir um pequeno componente de magnetização coerente no plano transversal para induzir um sinal menor na bobina
- Imagens ponderadas em T1 são caracterizadas por mostrarem a gordura brilhante e a água escura
- Imagens ponderadas em T2 são caracterizadas por mostrarem a água brilhante e a gordura escura
- Imagens ponderadas por densidade protônica são caracterizadas por áreas de alta densidade protônica (brilhantes) e áreas de baixa densidade protônica (escuras)
- Os tempos de relaxamento T1 e T2 de um tecido, embora inerentes a ele, dependem da potência do campo do magneto. À medida que aumenta a potência do campo, os tecidos levam mais tempo para relaxar. A Tabela 2.1 mostra os tempos de relaxamento T1 e T2 de tecido cerebral a 1 T.



**Tabela 2.1** Tempos de relaxamento T1 e T2 de tecidos cerebrais a 1 T.

Tecido	Tempo T1 (ms)	Tempo T2 (ms)
Água	2.500	2.500
Gordura	200	100
Líquido cefalorraquidiano	2.000	300
Substância branca	500	100

## Ponderação

Todos os parâmetros intrínsecos de contraste listados no começo deste capítulo afetam simultaneamente o contraste da imagem e, portanto, produziram imagens de contraste misto. Isso significa que na leitura da imagem será muito difícil determinar a contribuição relativa de cada um dos parâmetros para o contraste observado na imagem. Isso torna a interpretação da imagem um grande desafio. Por isso, é necessário *ponderar* o contraste da imagem para um dos parâmetros, afastando-o dos outros. Isso é feito como base na compreensão sobre como os parâmetros extrínsecos de contraste controlam a contribuição relativa de cada parâmetro intrínseco de contraste. O fluxo e o ADC, que serão discutidos nos próximos capítulos, são controlados de modo especializado. Os outros tipos de mecanismos de ponderação (T1, T2 e densidade protônica) serão discutidos neste capítulo.

Para demonstrar o contraste ponderado em T1, densidade protônica ou T2, valores específicos de TR e TE são selecionados para uma determinada sequência de pulso. É fundamental a escolha apropriada de TR e TE (ponderação) para uma imagem de modo a que um mecanismo *predomine* sobre os outros dois.

### Ponderação em T1

Em uma imagem ponderada em T1 o contraste depende principalmente das diferenças nos tempos T1 entre a gordura e a água (e os demais tecidos com sinais intermediários). Como o TR controla o modo como cada vetor de gordura se recupera antes que o corte sofra excitação pelo pulso de RF posterior, para alcançar a ponderação em T1 o TR tem de ser curto o suficiente para que nem a gordura nem a água tenham tempo suficiente para retornar totalmente ao  $B_0$ . Se TR for muito longo, tanto a gordura como a água retornam ao  $B_0$  e recuperam totalmente sua magnetização longitudinal. Quando isso ocorre, o relaxamento em T1 se completa nos dois tecidos e as diferenças entre seus tempos T1 não são demonstradas (Figura 2.8).

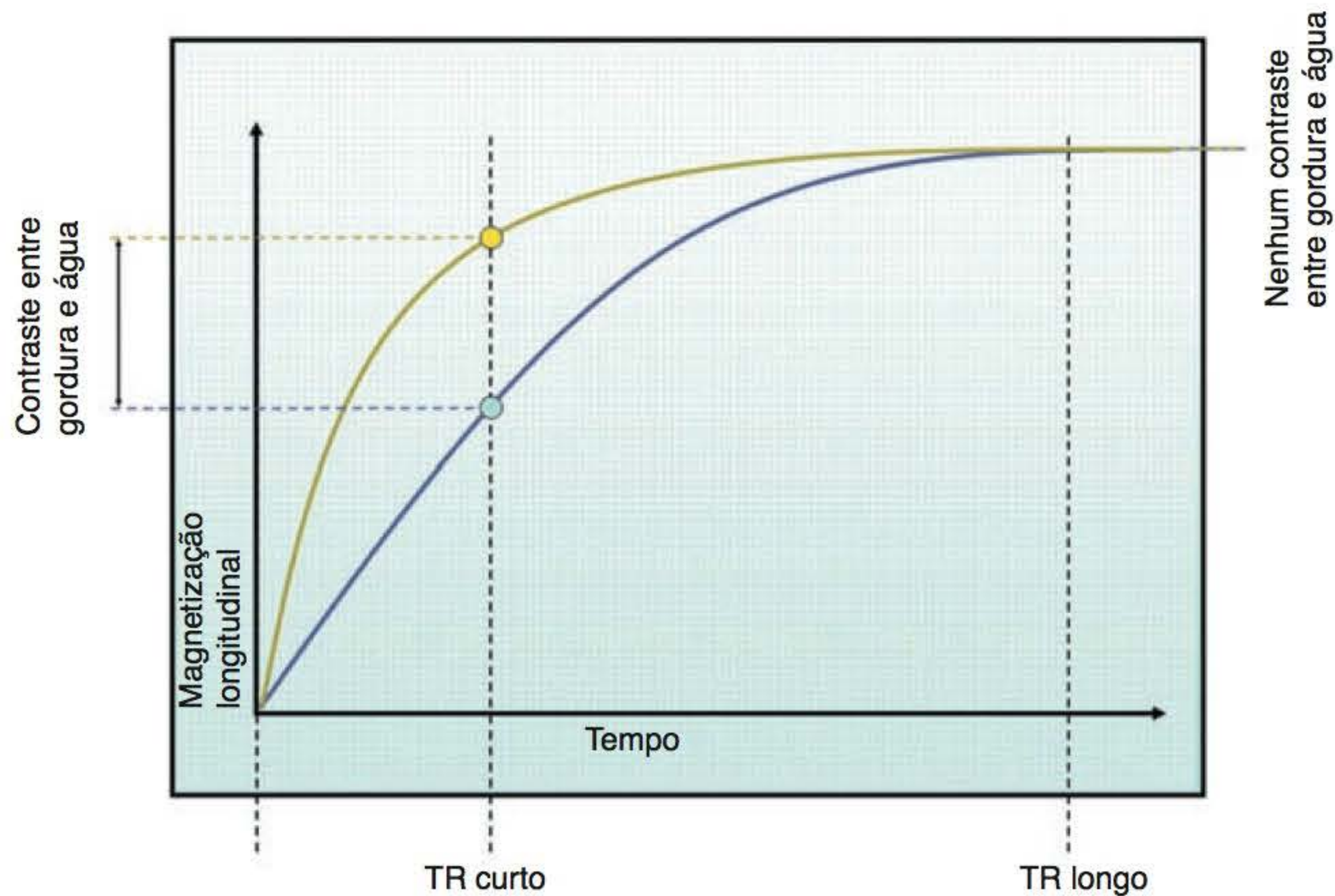
- TR controla o grau de *ponderação em T1*
- Para a ponderação em T1, o TR tem de ser *curto*.

### Ponderação em T2

Em uma imagem ponderada em T2, o contraste depende principalmente das diferenças nos tempos T2 entre a gordura e a água (e os demais tecidos com sinais intermediários). O TE controla o decaimento T2 que pode ocorrer antes da recepção do sinal. Para alcançar a ponderação em T2, o TE tem de ser longo o suficiente para permitir que a gordura e a água tenham tempo suficiente para decair. Se o TE for muito curto, nem a gordura nem a água terão tempo para sofrer decaimento e, portanto, as diferenças entre seus tempos T2 não serão demonstradas (Figura 2.9).

- TE controla a *ponderação em T2*
- Para a ponderação em T2, o TE tem de ser *longo*.

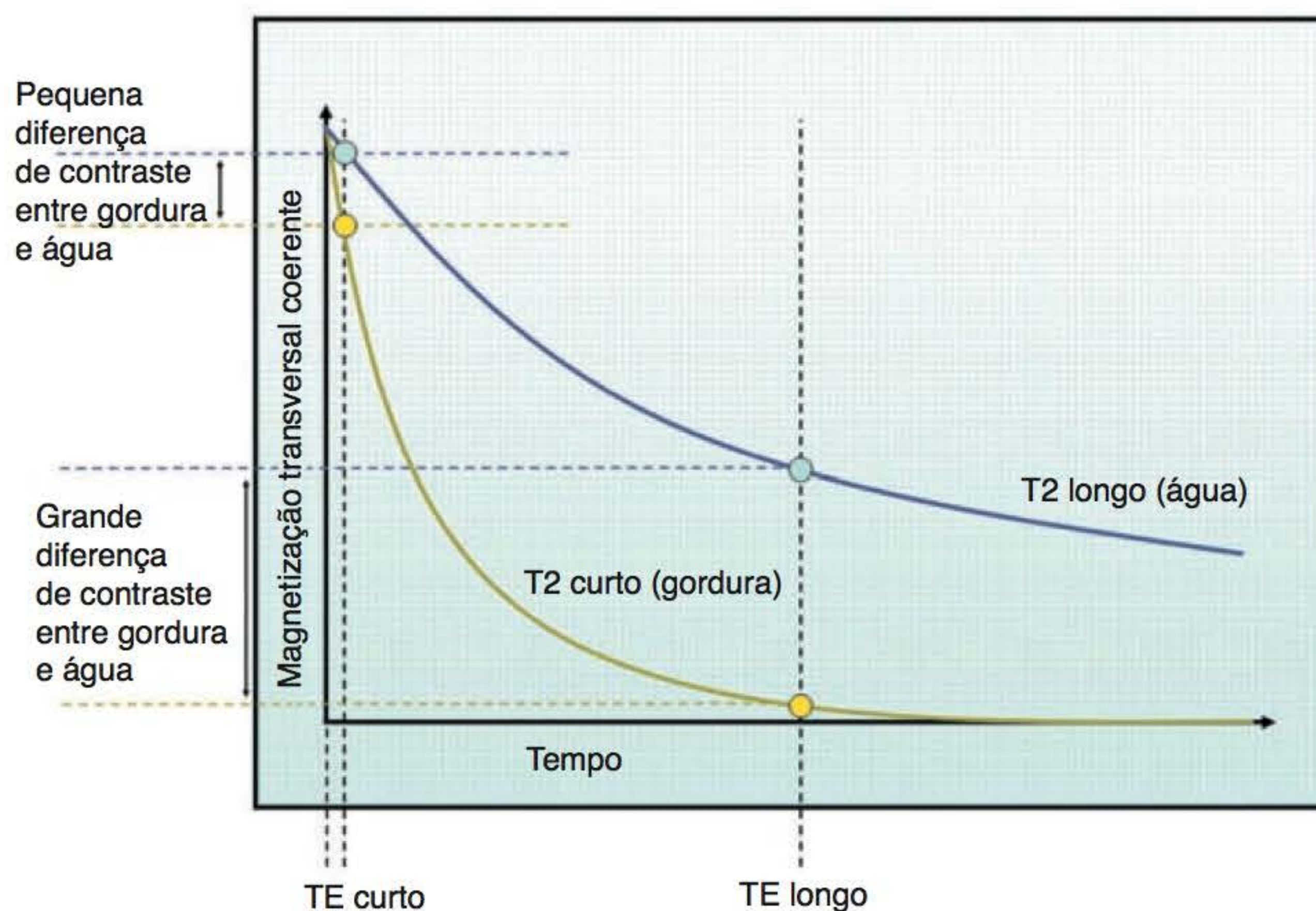




**Figura 2.8** As diferenças T1 entre gordura e água.

## Ponderação por densidade protônica

Em uma imagem ponderada por densidade protônica, a diferença entre os números de prótons livres de hidrogênio por unidade de volume naquele paciente específico é o principal fator determinante na formação de contraste. Sempre existe alguma ponderação por densidade protônica. Para alcançar a ponderação por densidade protônica, os efeitos de contraste em T1 e T2 precisam ser diminuídos para que domine a ponderação por densidade protônica. Um TR longo permite que tanto a gordura como a água recuperem totalmente sua magnetização longitudinal, e, assim, há redução da ponderação em T1. Um TE curto não dá tempo suficiente nem à gordura nem à água para decair, reduzindo, assim, a ponderação em T2.



**Figura 2.9** Diferenças T2 entre gordura e água.



Em qualquer imagem, o contraste consequente à densidade protônica inerente ocorre simultaneamente aos mecanismos T1 e T2, e contribui para a formação de contraste. Para ponderar a imagem de modo que um dos processos seja dominante, a influência dos outros processos tem ser reduzida.

## Saiba mais: analogia com o fogão

Pode-se compreender melhor os mecanismos de ponderação fazendo-se uma analogia com um fogão a gás com dois botões, denominados TR e TE. O botão TR controla o contraste T1, e o botão TE controla o contraste T2. O botão TR aumenta ou diminui a intensidade da chama para o contraste T1, e o botão TE aumenta ou diminui a intensidade da chama para o contraste T2.

Girar o botão *TR para baixo aumenta a chama para o contraste T1*, isto é, aumenta o contraste em T1. Girar o botão *TE para cima aumenta a chama para o contraste T2*, isto é, aumenta o contraste em T2. Para ponderar a imagem em uma direção específica é preciso aumentar a intensidade da chama em um dos parâmetros intrínsecos de contraste e diminuir nos outros.

Por exemplo, para alcançar a *ponderação em T1*, a intensidade da chama deve ser aumentada em T1 e diminuída em T2 para que a imagem seja ponderada em direção ao contraste em T1 e se afaste do contraste em T2 (a densidade protônica depende do número relativo de prótons e não pode ser alterada em uma determinada área).

- Aumentar a intensidade da chama sobre o contraste T1 resulta em TR curto (botão TR para baixo)
- Diminuir a intensidade da chama sobre o contraste T2 resulta em TE curto (botão TE para baixo) (Figura 2.10).

Para alcançar a *ponderação em T2*, a intensidade da chama deve ser aumentada em T2 e diminuída em T1. Desse modo, a imagem será ponderada em direção ao contraste em T2 e se afastará do contraste em T1 (a densidade protônica depende do número relativo de prótons e não pode ser alterada em uma determinada área).

- Aumentar a intensidade da chama sobre o contraste T2 resulta em TE longo (botão TE para baixo)
- Diminuir a intensidade da chama sobre o contraste T1 resulta em TR longo (botão TR para cima) (Figura 2.11).

Para alcançar a *ponderação por densidade protônica*, a intensidade da chama deve ser diminuída tanto em T2 quanto em T1. Desse modo, predominará o contraste de densidade protônica.

- Diminuir a intensidade da chama sobre o contraste T1 resulta em TR longo (botão TR para cima)
- Diminuir a intensidade da chama sobre o contraste T2 resulta em TE curto (botão TE para baixo) (Figura 2.12).



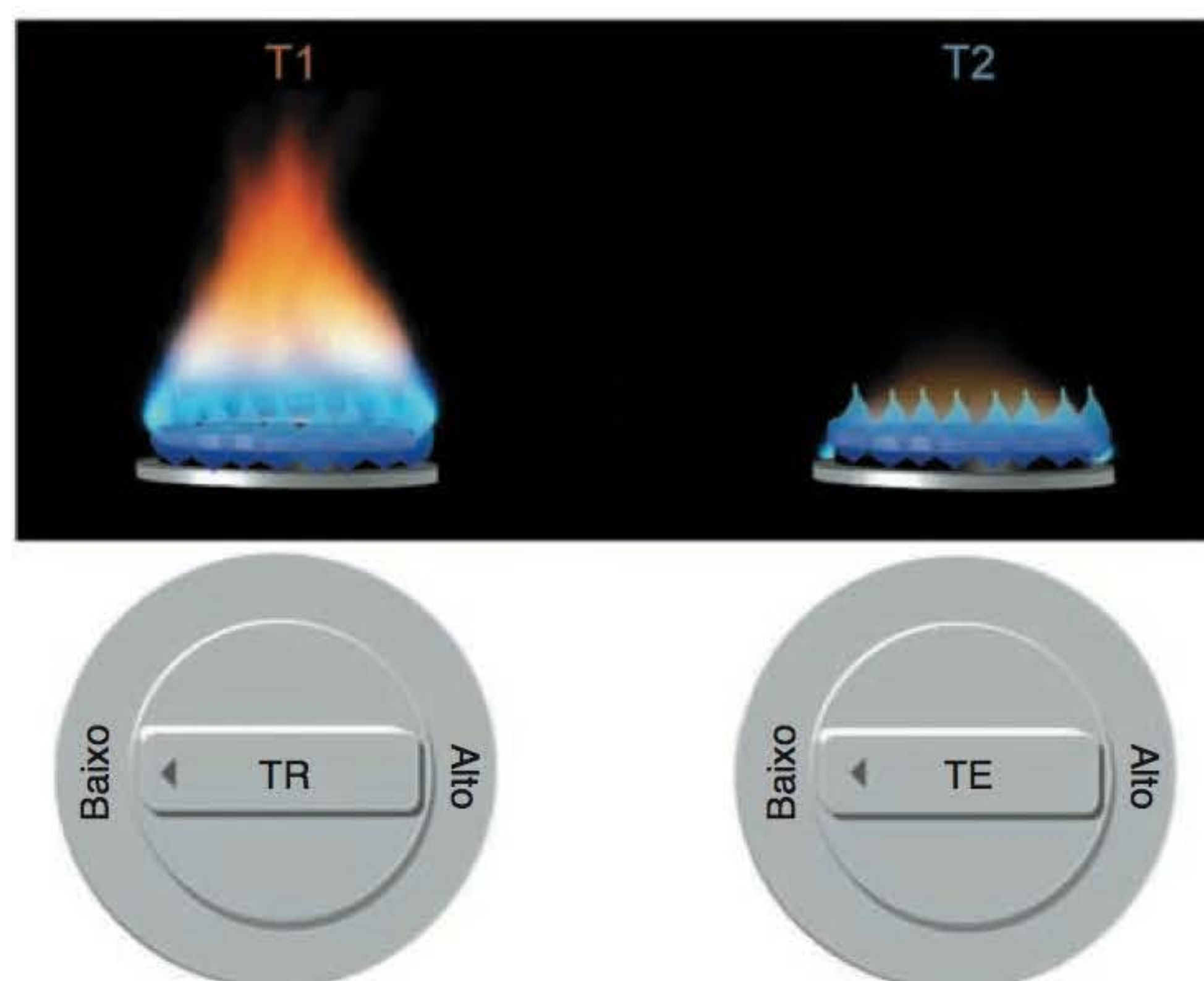
A analogia com o fogão será empregada outras vezes neste livro. Fique atento ao símbolo com a chama que aparecerá nas margens.

## Decaimento T2\*

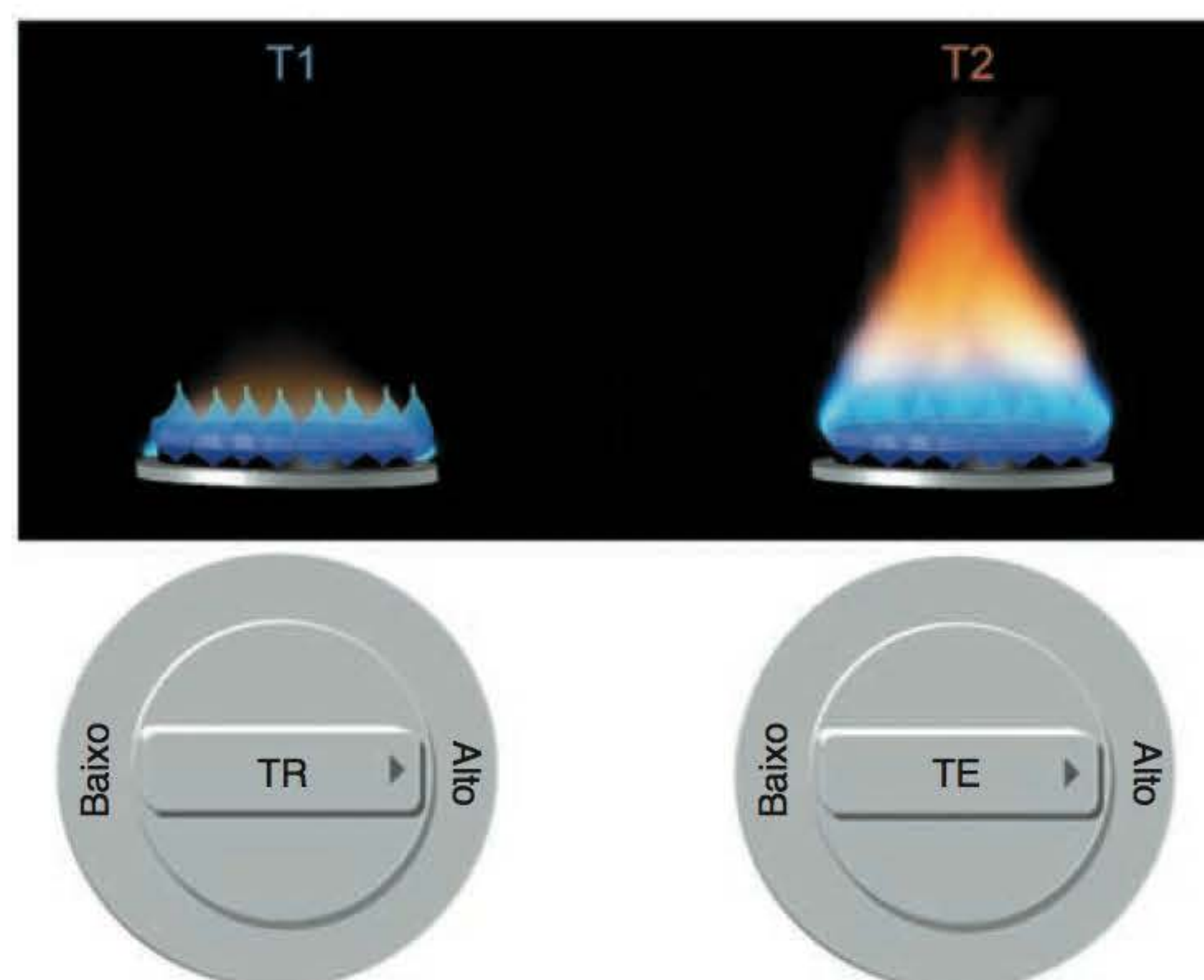
Quando um pulso de excitação de RF é removido, os processos de relaxamento e decaimento ocorrem imediatamente. O decaimento T2\* é o declínio do DIL após a excitação pelo pulso de RF. Esse declínio é mais forte que o decaimento em T2, pois é a combinação de dois efeitos:

- decaimento do próprio T2
- **heterogeneidades** devido à defasagem do campo magnético.

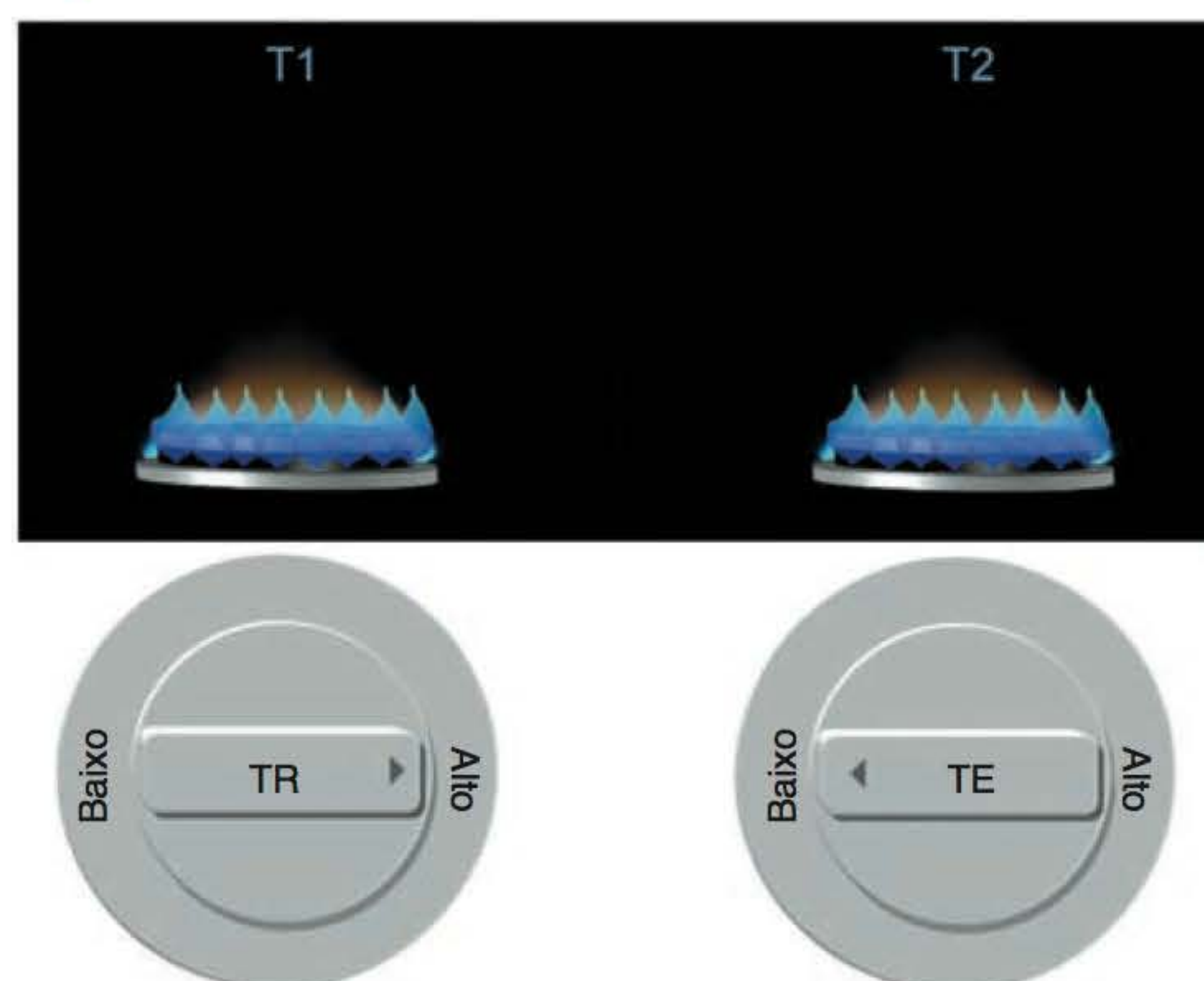




**Figura 2.10** Ponderação em T1 e a analogia com o fogão.



**Figura 2.11** Ponderação em T2 e a analogia com o fogão.



**Figura 2.12** Ponderação por densidade protônica e a analogia com o fogão.



## Saiba mais: saturação

Sempre que o VME é inclinado para além dos  $90^\circ$  diz-se que está **parcialmente saturado**. Quando o VME atinge os  $180^\circ$  diz-se que está **totalmente saturado**. Se ocorrer saturação parcial dos vetores de gordura e água, o resultado será ponderação em T1. Se, no entanto, não houver saturação dos vetores de gordura e água, o resultado será ponderação por densidade protônica. Para melhor compreensão, deve ser feita uma revisão dos processos de recuperação T1.

Observe a Figura 2.13. Antes da aplicação do primeiro pulso de RF, os vetores da gordura e da água estão alinhados com  $B_0$ . Quando é aplicado o primeiro pulso de RF de  $90^\circ$ , os vetores de gordura e água se inclinam no plano transversal. O pulso de RF então é removido e os vetores começam a relaxar e retornar a  $B_0$ . A gordura tem um tempo T1 mais curto que a água e assim retorna a  $B_0$  mais rapidamente. Se TR for mais curto que o T1 dos tecidos, o pulso de RF seguinte (e todos os que subsequentes) inclinará os vetores para além dos  $90^\circ$  e para a saturação parcial porque sua recuperação terá sido incompleta. Os vetores da gordura e da água serão saturados em graus diferentes porque estavam em pontos diferentes de recuperação antes da inclinação de  $90^\circ$ . O componente transversal de magnetização para cada vetor é, portanto, diferente.

O componente transversal da gordura é maior que o da água porque seu componente longitudinal se recupera em maior grau antes da aplicação do pulso de RF seguinte, e assim mais magnetização longitudinal está disponível para sofrer inclinação para o plano transversal. Portanto, o vetor de gordura gera um sinal mais alto que o da água – a gordura é brilhante e a água é escura. O resultado é uma imagem ponderada em T1.

Observe agora a Figura 2.14. Se TR for mais longo que os tempos T1 dos tecidos, tanto a gordura como a água se recuperarão totalmente antes da aplicação do pulso de RF seguinte (e todos os subsequentes). Os dois vetores serão inclinados diretamente até o plano transversal, e não ocorrerá saturação. A magnitude do componente transversal de magnetização para gordura e água depende apenas das densidades protônicas individuais, mais do que da taxa de recuperação de seus componentes longitudinais. As imagens de tecidos com alta densidade protônica são brilhantes, enquanto em tecidos com baixa densidade protônica são escuras. O resultado é uma imagem ponderada por densidade protônica. Certamente o ângulo de inclinação (até que distância o pulso de RF de excitação move o vetor por meio de ressonância) tem um impacto significativo sobre os efeitos da saturação. Isso será discutido com mais detalhes posteriormente.

Heterogeneidades são áreas dentro do campo magnético que não têm exatamente a mesma potência do campo magnético externo. Certas áreas têm a potência do campo magnético ligeiramente menor que a do campo magnético principal (mostrado em azul na Figura 2.15), enquanto outras áreas têm a potência do campo magnético ligeiramente maior que a do campo magnético principal (mostrado em vermelho na Figura 2.15).

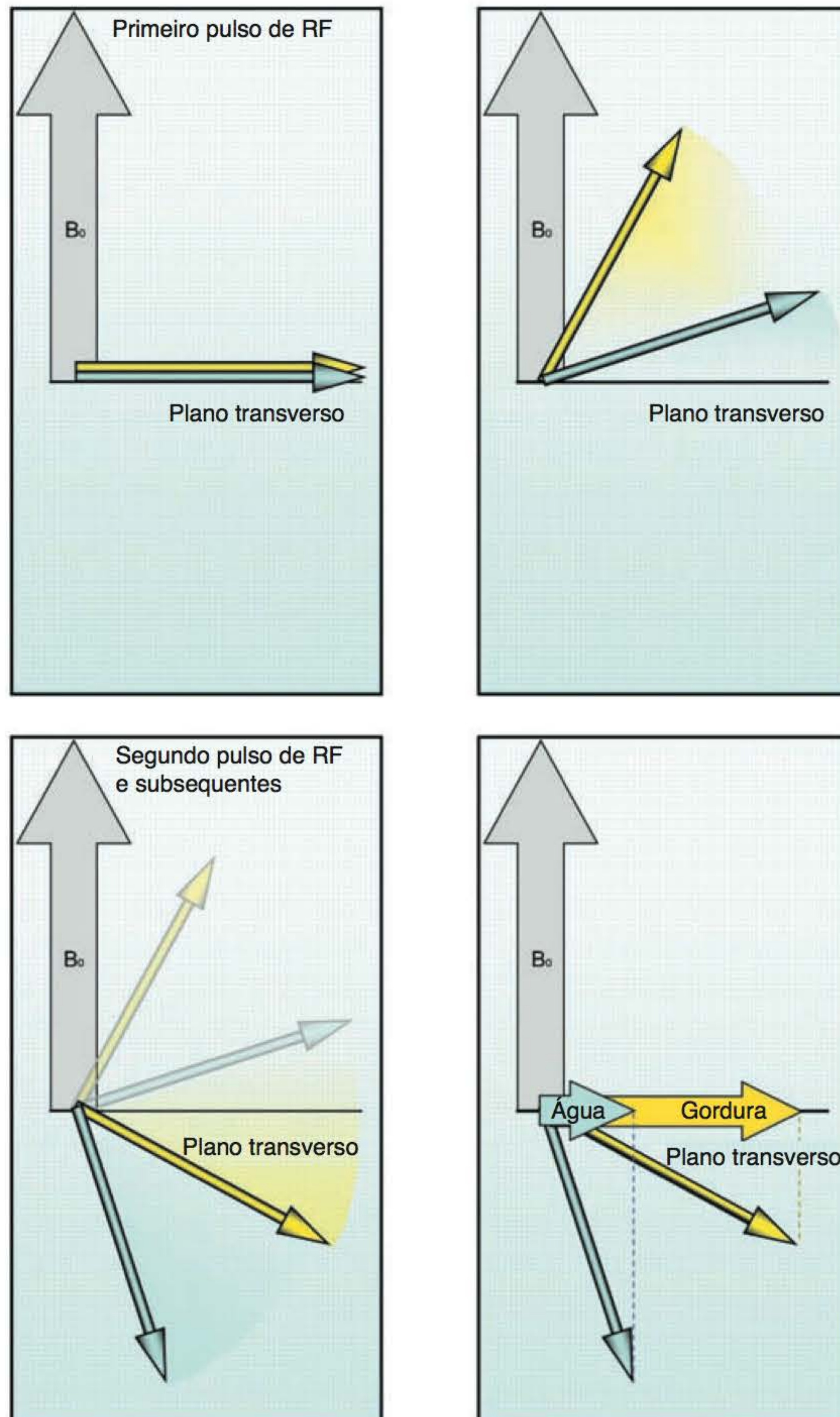
Como demonstra a equação de Larmor, a frequência Larmor de um núcleo é proporcional à potência do campo magnético a que está exposto. Se o núcleo se encontra em uma área de heterogeneidade na qual a potência do campo é maior, a frequência precessional do núcleo aumenta, isto é, ele acelera. Entretanto, se o núcleo se encontra em uma área de heterogeneidade na qual a potência do campo é menor, a frequência precessional do núcleo diminui, isto é, desacelera. Isso está representado na Figura 2.15. Essa aceleração e desaceleração relativa, como resultado

## Saiba mais: heterogeneidades



Lembra-se da analogia com o relógio mostrada no Capítulo 1? A mudança de fase dos momentos magnéticos devido a heterogeneidades no campo é exatamente a mesma que a de diversos relógios mostrando horas diferentes porque a frequência de seus ponteiros é diferente.





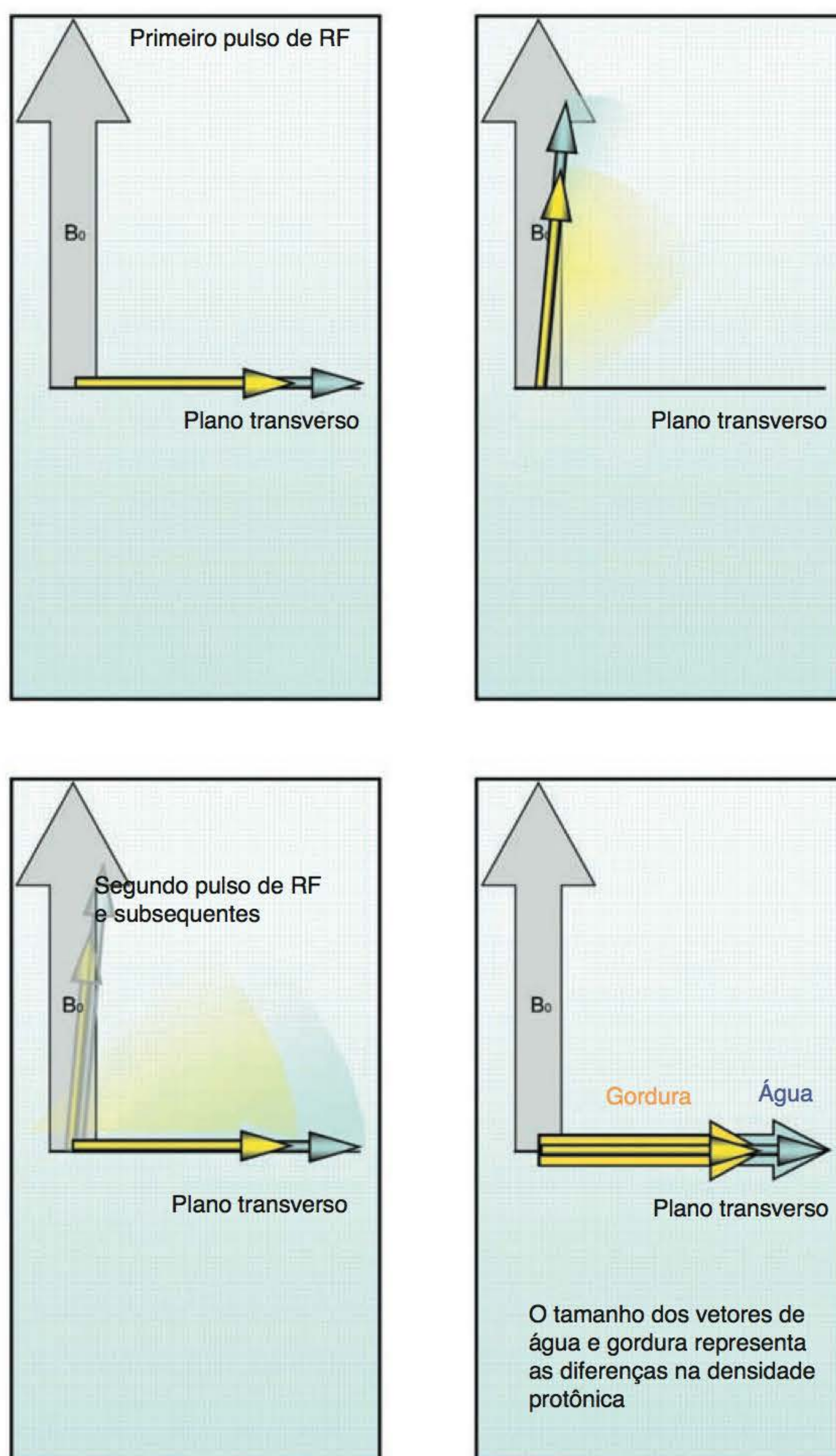
**Figura 2.13** Saturação com TR curto.

de heterogeneidade do campo magnético e diferenças na frequência precessional de certos tecidos, causa defasagem imediata dos *spins* e produz um DIL como o mostrado na Figura 2.15. Essa defasagem é a principal responsável pelo decaimento  $T2^*$ . A taxa de defasagem devido a heterogeneidades é um processo exponencial.

## Introdução às sequências de pulsos

A defasagem causada por heterogeneidades provoca uma perda rápida da magnetização transversa coerente e, portanto, de sinal, de maneira que atinge zero antes que a maioria dos tecidos tenham tido tempo de chegar a seus tempos de relaxamento  $T1$  ou  $T2$ . Para medir os tempos de





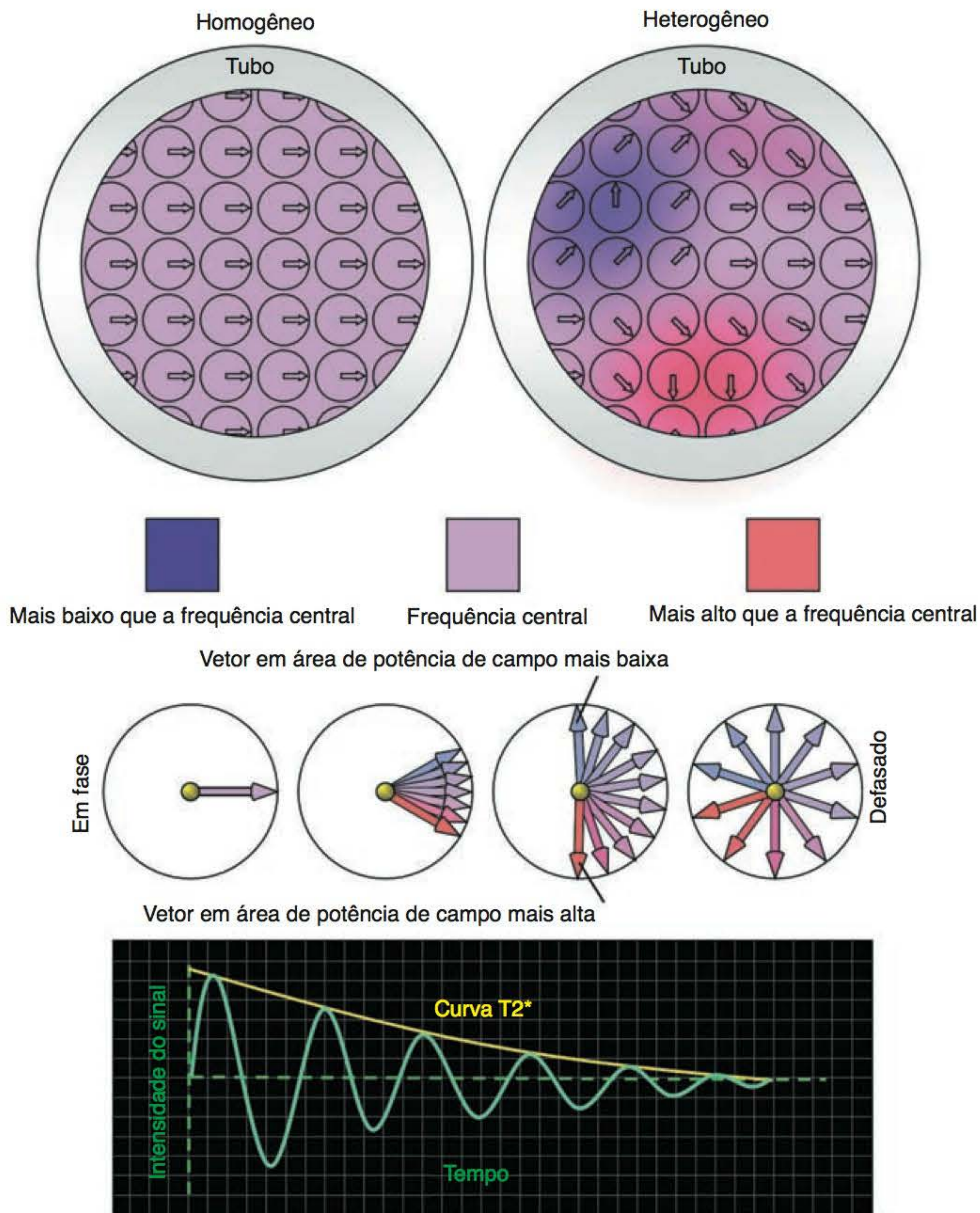
**Figura 2.14** Sem saturação com TR longo.

relaxamento e produzir uma imagem com bom contraste é necessário regenerar o sinal. Existem duas formas de conseguir isso – com um pulso de RF adicional de  $180^\circ$  ou com o emprego de gradientes. Sequências que usam um pulso de  $180^\circ$  para regenerar o sinal são chamadas de **sequências de pulso spin-eco**; aquelas que usam um gradiente são chamadas de **sequências de pulso gradiente-eco**. Elas serão discutidas com mais detalhes a seguir.

## Sequência de pulso spin-eco

A **sequência de pulso spin-eco** comumente usa um pulso de excitação de  $90^\circ$  para mover o VME na direção do plano transversal. O VME precessa no plano transversal induzindo uma voltagem na bobina de recepção. As trajetórias precessionais dos momentos magnéticos dos núcleos





**Figura 2.15** Decaimento  $T2^*$  e heterogeneidades de campo.

são traduzidas para o plano transversal. Quando o pulso de RF de  $90^\circ$  é removido, é produzido um sinal de decaimento de indução livre (DIL). A defasagem  $T2^*$  ocorre quase que imediatamente, e o sinal declina. Utiliza-se então um pulso de RF de  $180^\circ$  para compensar esta defasagem (Figura 2.16).

O pulso de  $180^\circ$  é um pulso de RF que tem energia suficiente para inclinar o VME em  $180^\circ$ . A defasagem  $T2^*$  faz com que os momentos magnéticos defasem ou se espalhem (*fan out*) no plano transversal. Neste instante os momentos magnéticos estão fora de fase uns em relação aos outros, isto é, estão em posições diferentes na trajetória precessional em um dado tempo. Os momentos magnéticos que desaceleram formam a borda exterior do leque (mostrado em azul na Figura 2.17). Os momentos magnéticos que aceleram formam a borda de direcionamento do leque (mostrado em vermelho na Figura 2.17). Os pulsos RF de  $180^\circ$  inclinam esses momentos magnéticos em  $180^\circ$  (mais ou menos como girar uma panela). Eles ainda se encontram no plano transversal, mas agora os momentos magnéticos que formavam a borda exterior antes do pulso de  $180^\circ$  passam a formar a borda de direcionamento. De modo contrário, os momentos



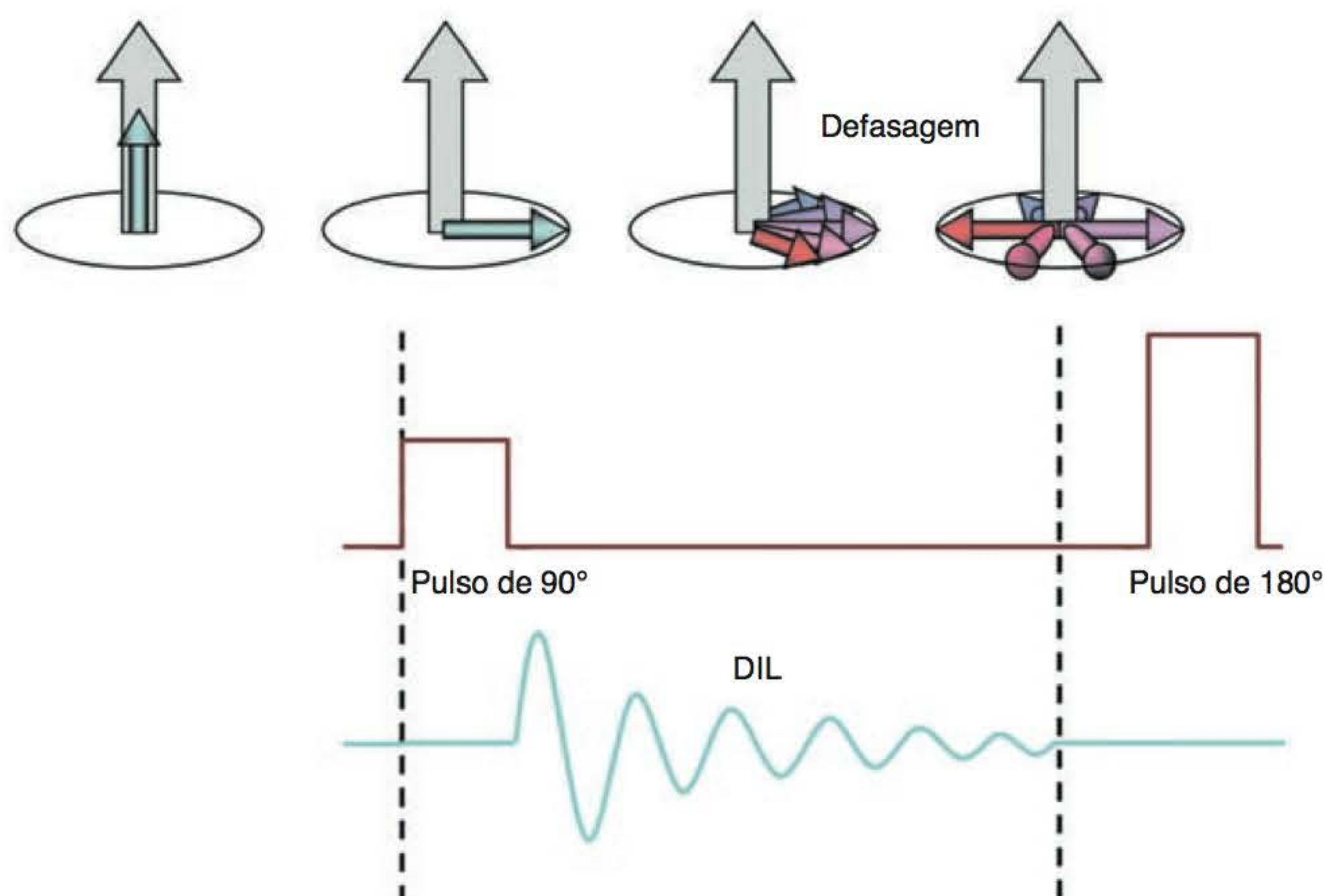


Figura 2.16 Defasagem  $T2^*$ .

magnéticos que formavam a borda de direcionamento antes do pulso de  $180^\circ$  passam a formar a borda exterior (como mostrado na parte de baixo da Figura 2.17). O *spin* vermelho que formava a borda de direcionamento antes do pulso de  $180^\circ$  forma agora a borda exterior. O *spin* azul que formava a borda exterior antes do pulso de  $180^\circ$  forma agora a borda de direcionamento.

A direção da precessão permanece a mesma, e assim a borda exterior começa a alcançar a borda de direcionamento. Em um tempo específico posterior, as duas bordas estarão sobrepostas. Os momentos magnéticos estão agora transitoriamente em fase porque estão transitoriamente no mesmo lugar da trajetória precessional. Nesse instante, existe magnetização transversa em fase, e assim um sinal máximo é induzido na bobina. Esse sinal é denominado **spin-eco**. Nesse momento, o *spin-eco* contém informação  $T1$  e  $T2$  à medida que a defasagem  $T2^*$  é reduzida e mais tempo é permitido para que cada tecido alcance seus tempos de relaxamento  $T1$  e  $T2$  (Figura 2.18).

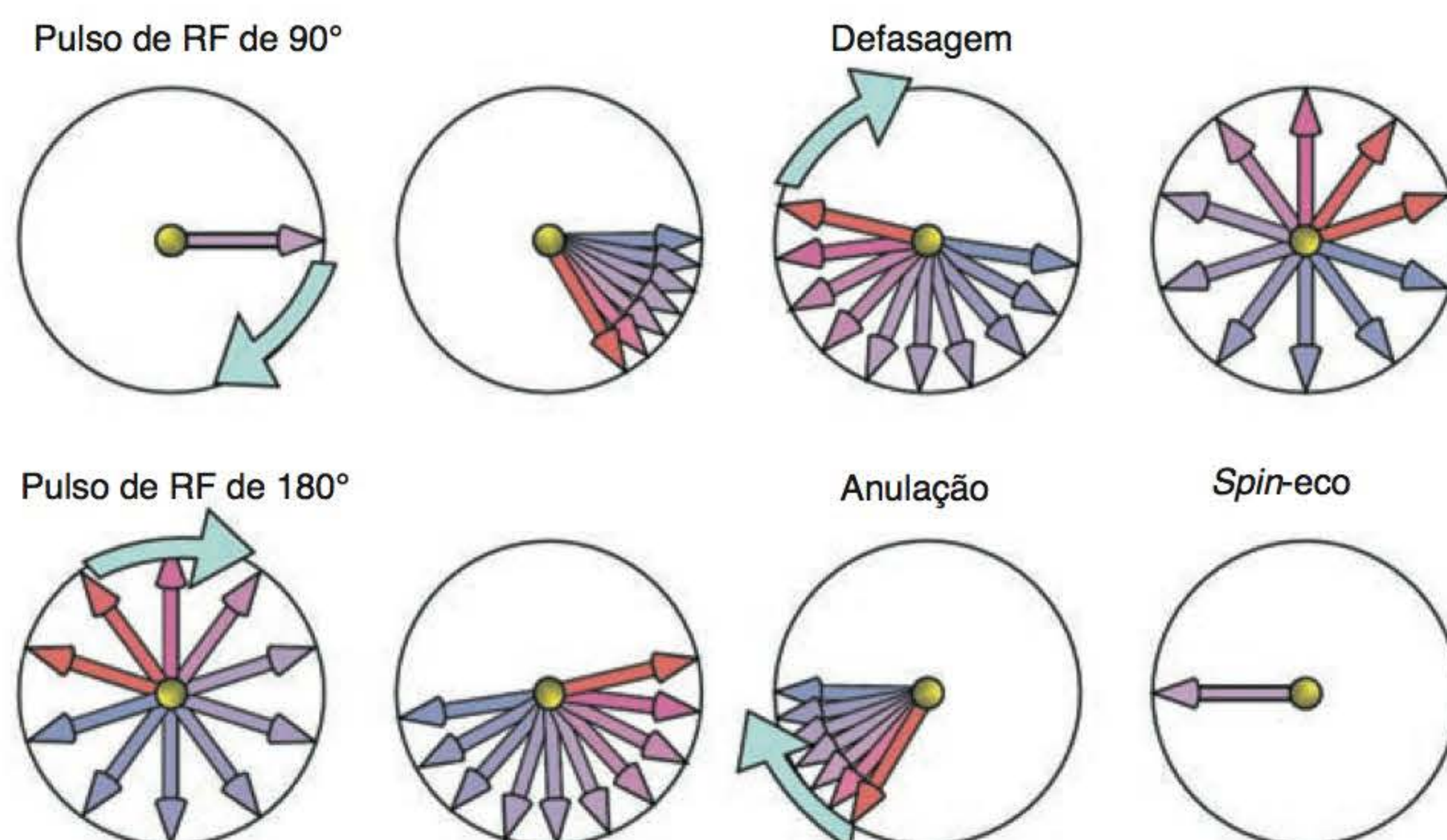
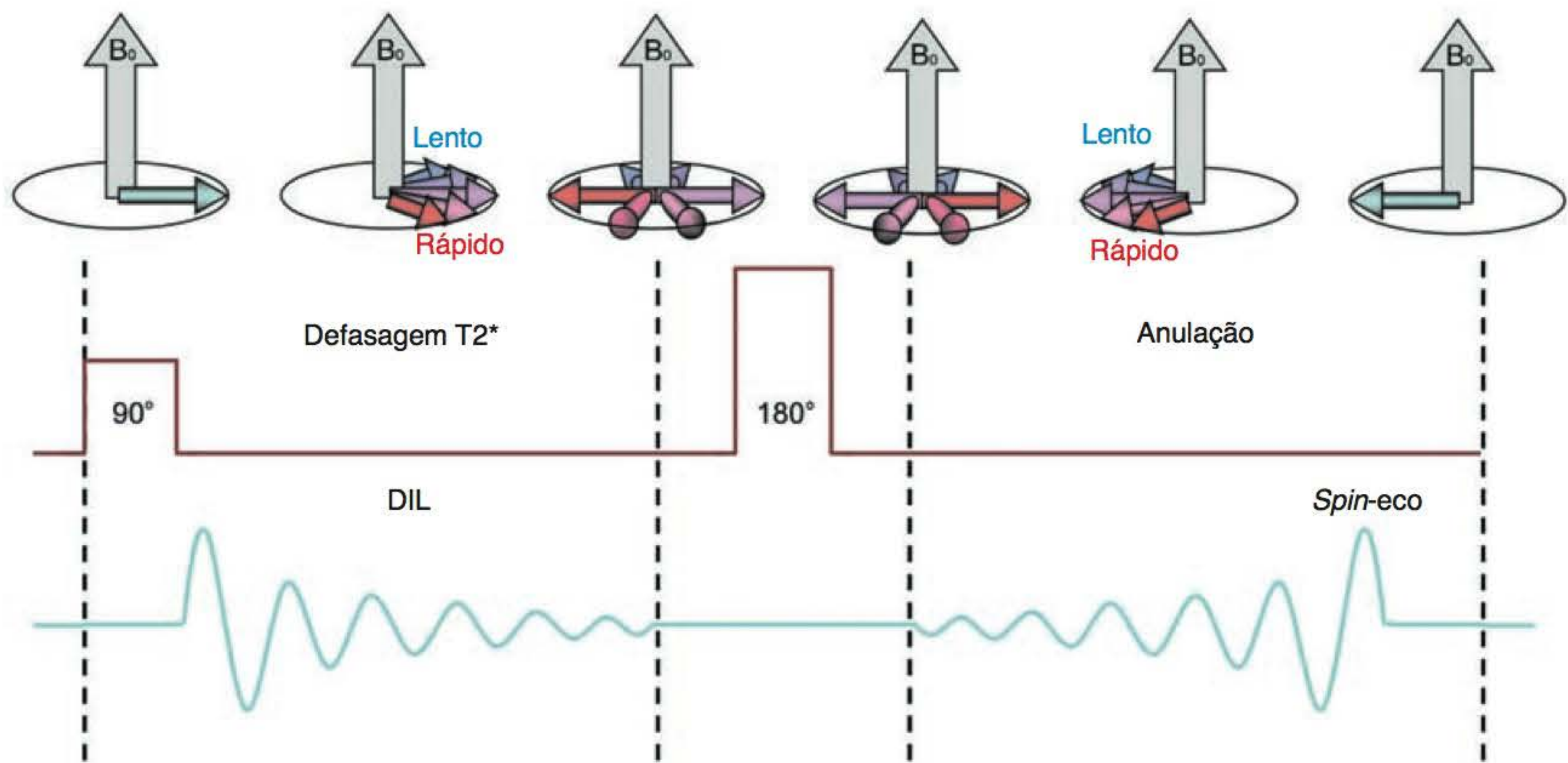


Figura 2.17 Anulação (*rephasing*) de  $180^\circ$ .





**Figura 2.18** Sequência básica de anulação.

## Saiba mais: o Grande Prêmio Larmor

Uma maneira fácil de entender o *rephasing* de  $180^\circ$  é imaginar três veículos em uma pista de corrida circular. Os veículos estão relacionados com três momentos magnéticos e a pista circular à trajetória precessional dos momentos magnéticos. Os veículos têm velocidades diferentes; temos um carro de corrida, um sedã familiar e um trator (Figura 2.19).

Quando o sinal dispara, os carros começam a correr em torno da pista. Imediatamente o carro de corrida passa à frente do sedã, que, por sua vez, larga à frente do trator. Neste instante eles estão fora de fase um em relação ao outro, do mesmo modo que se encontram em locais diferentes da pista em um determinado tempo. Quanto maior o tempo de corrida, maior é a defasagem entre os veículos.

O sinal dispara novamente. Esse segundo sinal equivale ao pulso de RF de  $180^\circ$ . Quando o sinal dispara, os veículos fazem uma volta de  $180^\circ$  e seguem novamente em direção ao ponto de partida. Agora, o carro de corrida está por último porque foi o que percorreu a distância mais longa desde o início da corrida. O trator está na frente porque foi o veículo mais lento no início da corrida. O sedã está em algum lugar entre os dois. Supondo que os três veículos se movem exatamente à mesma velocidade do começo da corrida, tanto o sedã quanto o carro de corrida alcançam o trator e estão exatamente no mesmo lugar, ao mesmo tempo, quando retornam à linha de largada. Assim, estão novamente em fase e, se fossem momentos magnéticos, eles gerariam um *spin-eco* nesse ponto. O tempo para que os veículos completassem a corrida inteira (da linha de partida ao ponto onde fizeram o retorno e de volta à linha de partida) corresponde ao TE.

## Parâmetros da escala temporal em sequências spin-eco

TR é o tempo entre cada pulso de excitação de  $90^\circ$  para cada corte. TE é o tempo entre o pulso de excitação de  $90^\circ$  e o pico do *spin-eco* (Figura 2.20). O tempo que leva para ocorrer a anulação (*rephase*) após a aplicação de um pulso de RF de  $180^\circ$  é igual ao tempo para ocorrer a defasagem quando o pulso de RF de  $90^\circ$  é retirado. Esse tempo é chamado de **tau**. Portanto, o valor de TE é duas vezes o valor de tau. Observe a Figura 2.20 e perceba a simetria do *spin-eco*. À medida que os *spins* gradualmente entram em fase, o sinal gradualmente vai se formando, alcançando o pico em TE, quando todos os *spins* estão em fase. Entretanto, os *spins* mais rápidos logo ultrapassam os *spins* mais lentos, ocorrendo novamente a defasagem. Isso resulta na perda gradual de sinal, que reflete o crescimento gradual anterior ao pico do eco. Esse efeito é responsável pela simetria.



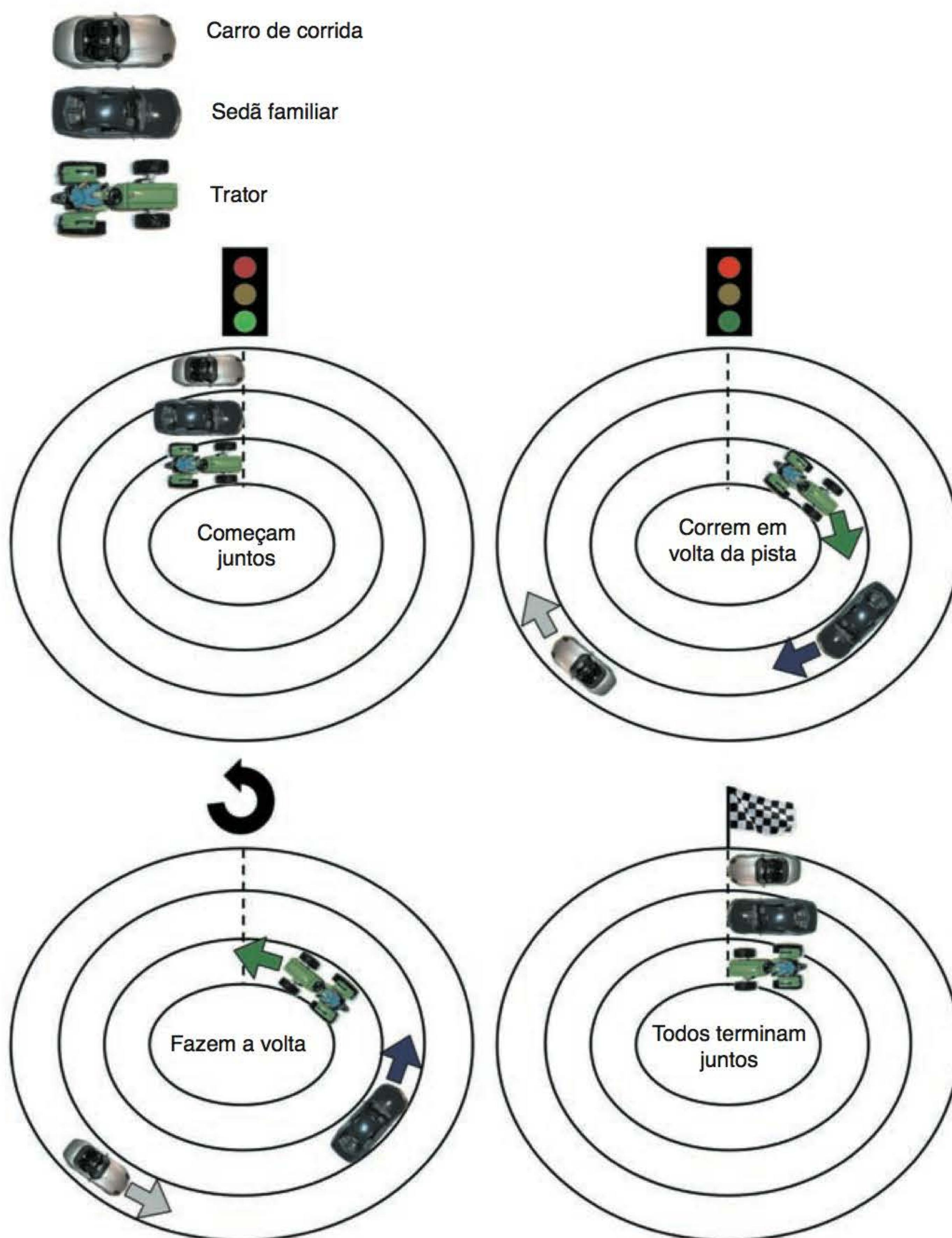


Figura 2.19 Grande Prêmio Larmor.

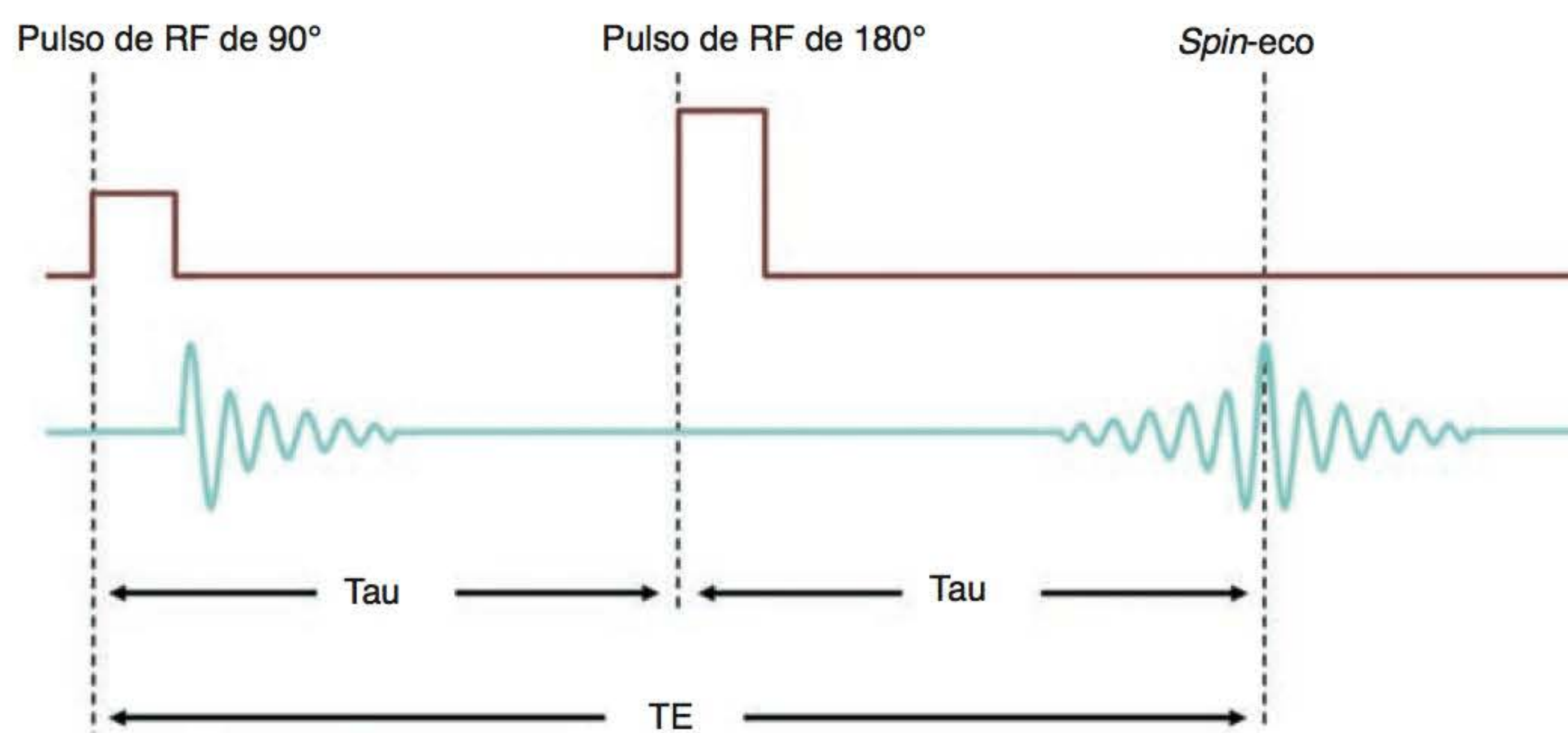


Figura 2.20 Tau.



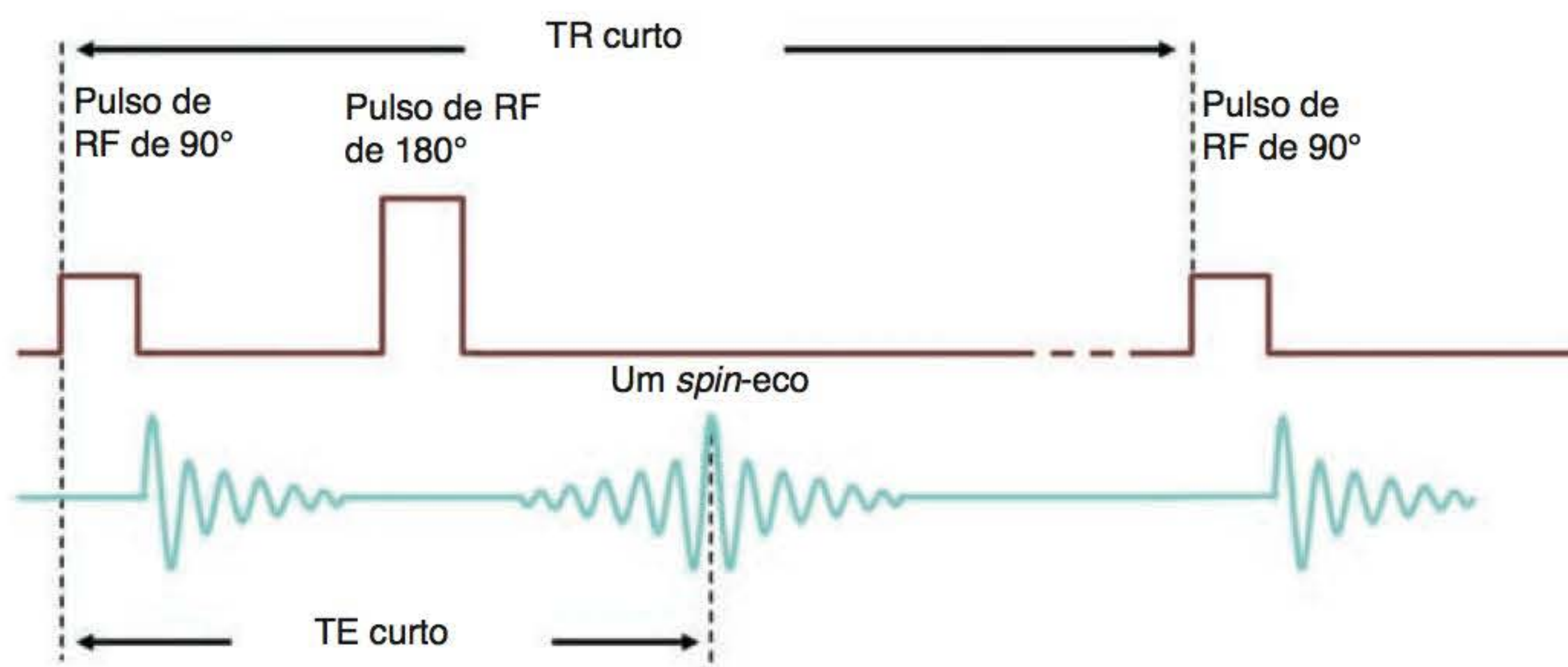
Na maioria das sequências de pulso *spin-eco*, pode ser aplicado mais de um pulso de RF de  $180^\circ$  após um pulso de excitação de  $90^\circ$ . Cada pulso de  $180^\circ$  gera um *spin-eco* separado, que pode ser recebido pela bobina e usado para criar a imagem. Embora possa ser criado qualquer número de ecos, as sequências *spin-eco* são usadas geralmente pela geração de um ou dois ecos.

### *Spin-eco usando um eco*

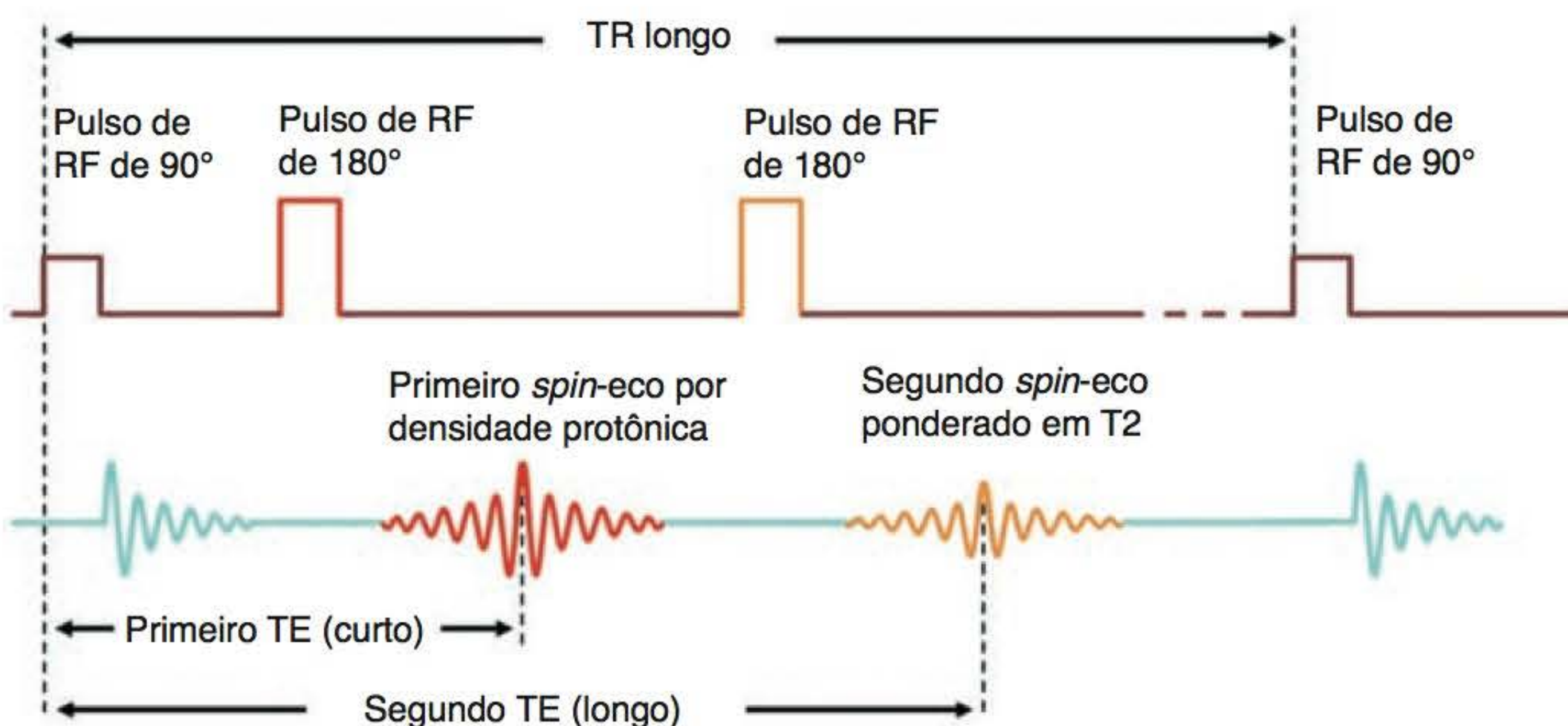
Essa sequência de pulso pode ser empregada para produzir imagens ponderadas em T1, se forem usados TR e TE curtos (Figura 2.21). Um pulso de RF de  $180^\circ$  é aplicado depois de um pulso de excitação de  $90^\circ$ . Esse único pulso de RF de  $180^\circ$  gera um único *spin-eco*. Os parâmetros temporais utilizados são selecionados para produzir uma imagem ponderada em T1. Um TE curto garante que o pulso de RF de  $180^\circ$  e o eco subsequente ocorram antes, de modo que ocorre somente um pouco de decaimento T2. As diferenças entre os tempos T2 dos tecidos não dominam o eco e seu contraste. Um TR curto assegura que os vetores de água e gordura não tenham tempo de se recuperar totalmente, e assim as diferenças entre seus tempos T1 dominam o eco e seu contraste (Figura 2.23).

### *Spin-eco com dois ecos*

Este tipo de *spin-eco* pode ser empregado para produzir imagens ponderadas tanto por densidade protônica quanto em T2 no tempo TR (Figura 2.22). O primeiro *spin-eco* é gerado antes, selecionando-se um TE curto. Ocorre apenas um pequeno decaimento T2, e, assim, as diferenças entre os T2 dos tecidos são minimizadas neste eco. O segundo *spin-eco* é gerado bem depois, selecionando-se um TE longo. Ocorre decaimento T2 significativo, e, por isso, as diferenças entre



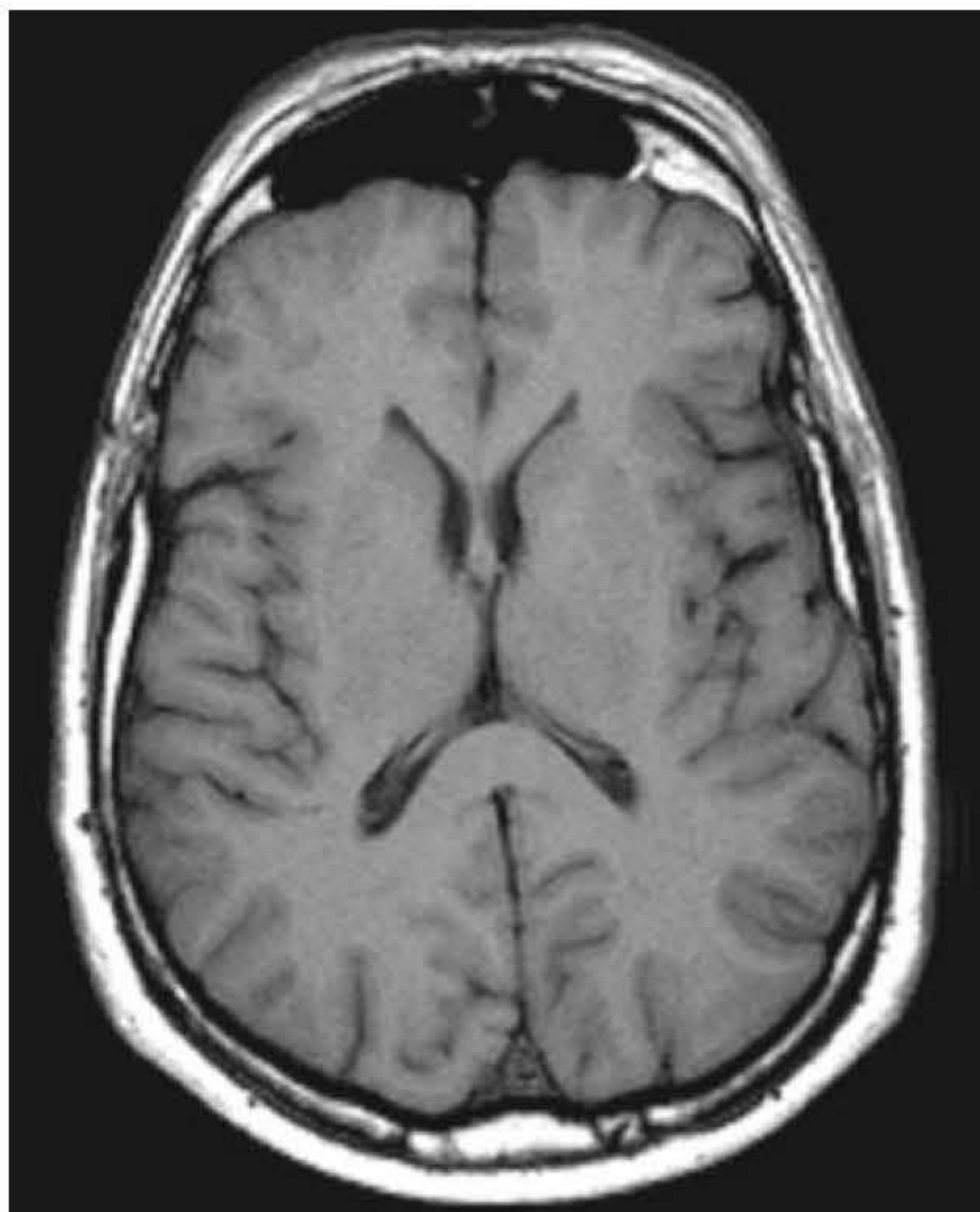
**Figura 2.21** *Spin-eco com um eco.*



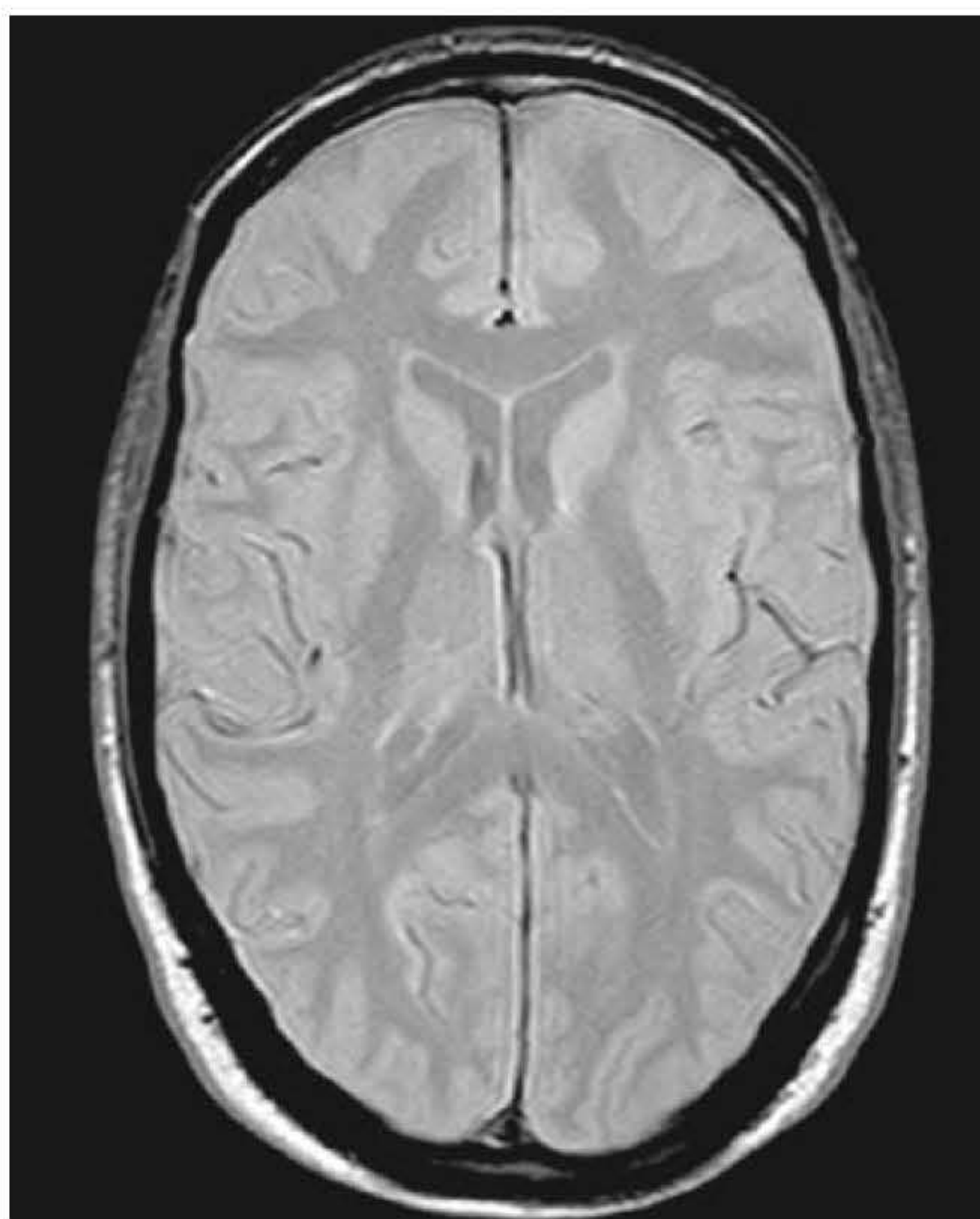
**Figura 2.22** *Spin-eco com dois ecos.*



os T2 dos tecidos são maximizadas neste eco. O TR selecionado é longo e, portanto, as diferenças entre os T1 dos tecidos são minimizadas. Assim, o primeiro *spin*-eco tem TE curto e TR longo e é ponderada por densidade protônica. O segundo *spin*-eco tem TE e TR longos e a imagem é ponderada em T2. A Figura 2.23 mostra uma imagem ponderada em T1; a Figura 2.24 mostra uma imagem ponderada por densidade protônica, e a Figura 2.25 mostra uma imagem ponderada em T2.

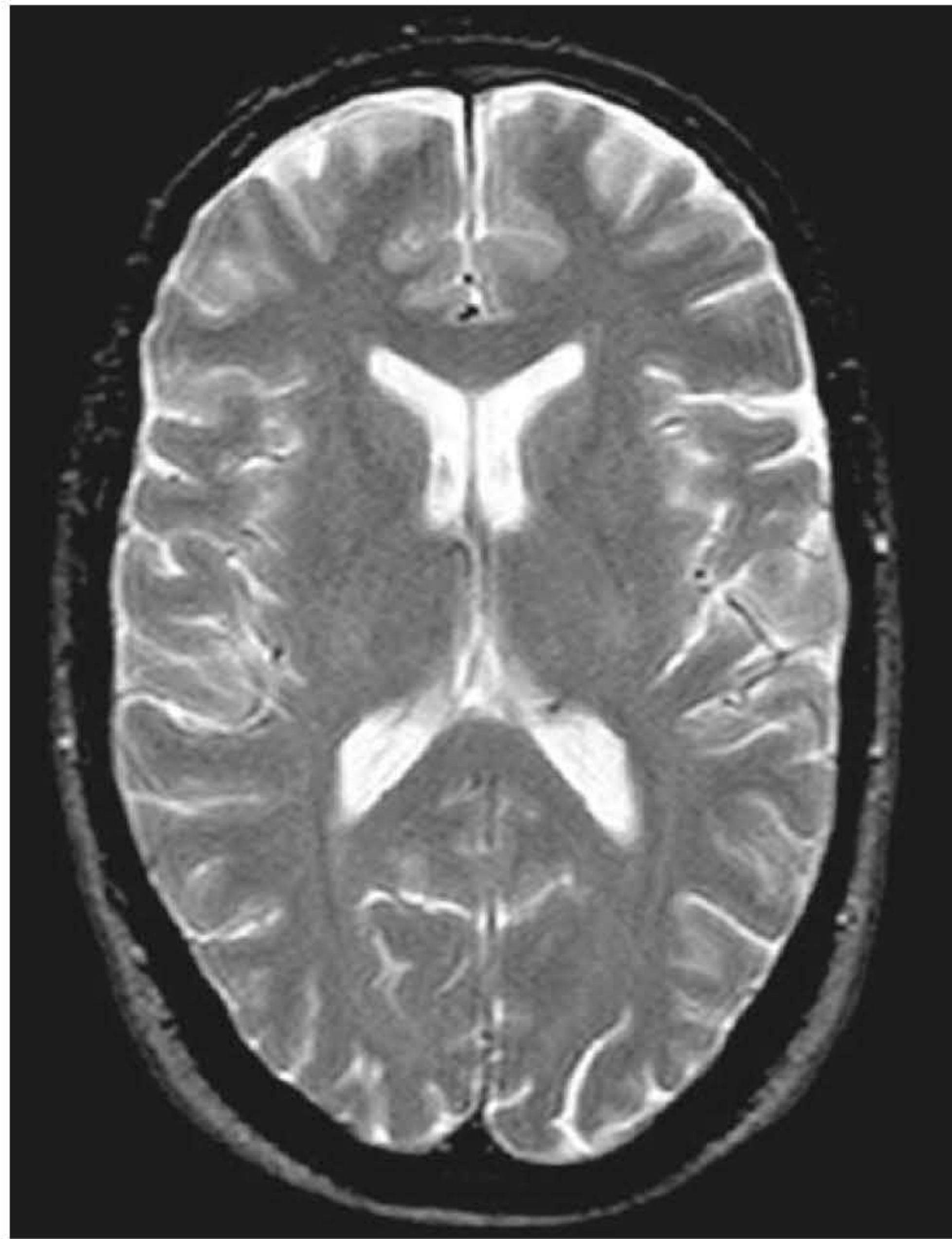


**Figura 2.23** Imagem axial do cérebro, sequência *spin*-eco, ponderada em T1.



**Figura 2.24** Imagem axial do cérebro, sequência *spin*-eco, ponderada por densidade protônica.





**Figura 2.25** Imagem axial do cérebro, sequência *spin-eco*, ponderada em T2.

## Resumo

- As sequências de pulso *spin-eco* podem produzir imagens ponderadas em T1, em T2 e por densidade protônica
- TR controla a ponderação em T1 (*veja* a analogia com o fogão)
- TR curto maximiza a ponderação em T1
- TR longo maximiza a ponderação por densidade protônica
- TE controla a ponderação em T2
- TE curto minimiza a ponderação em T2
- TE longo maximiza a ponderação em T2.

## Valores típicos de TR e TE

- TR longo – 2.000 ms
- TR curto – 300 a 700 ms
- TE longo – 60 ms+
- TE curto – 10 a 25 ms.

## Saiba mais: ponderação de imagens

A compreensão da ponderação de imagens é fundamental em RM. Uma das regras básicas é observar o conteúdo de água na imagem; se tiver um alto sinal, provavelmente é ponderada em T2 e foi adquirida com TE longo. Se a água apresentar baixo sinal, a imagem provavelmente é ponderada em T1 e foi adquirida com TR curto, mas, dependendo da região do corpo, algumas imagens por densidade protônica



mostram a água escura. A gordura não é um marcador confiável, uma vez que pode se mostrar brilhante em muitos tipos de ponderações, dependendo da sequência de pulso empregada.

Para verificar as variáveis em contraste de imagem, observe a Figura 2.26. Ela foi adquirida empregando-se uma sequência *spin*-eco padrão, e a imagem é ponderada em T1, de modo que o contraste se deve predominantemente a diferenças entre os tempos de recuperação T1 dos tecidos. Existe contraste que seria esperado em uma aquisição da imagem feita com TR e TE curtos; por exemplo, a gordura existente no escalpo e na medula óssea do clivo é brilhante e a água no LCR é escura. Entretanto, um exame mais cuidadoso mostra que nem todas as áreas de alto sinal consistem em gordura e nem todas as áreas de baixo sinal são água. Por exemplo, a área marcada como “A”, de alto sinal, não é gordura, mas sangue de fluxo lento no seio sagital superior. A área marcada como “B”, de baixo sinal, não é água, mas ar no seio esfenóide. Embora esta imagem seja predominantemente ponderada em T1, existem também o fluxo e a densidade protônica contribuindo para a formação de contraste na imagem. Agora, observe as Figuras 2.24 e 2.25 e veja se consegue identificar áreas que mostram um contraste que não é típico da ponderação apresentada.



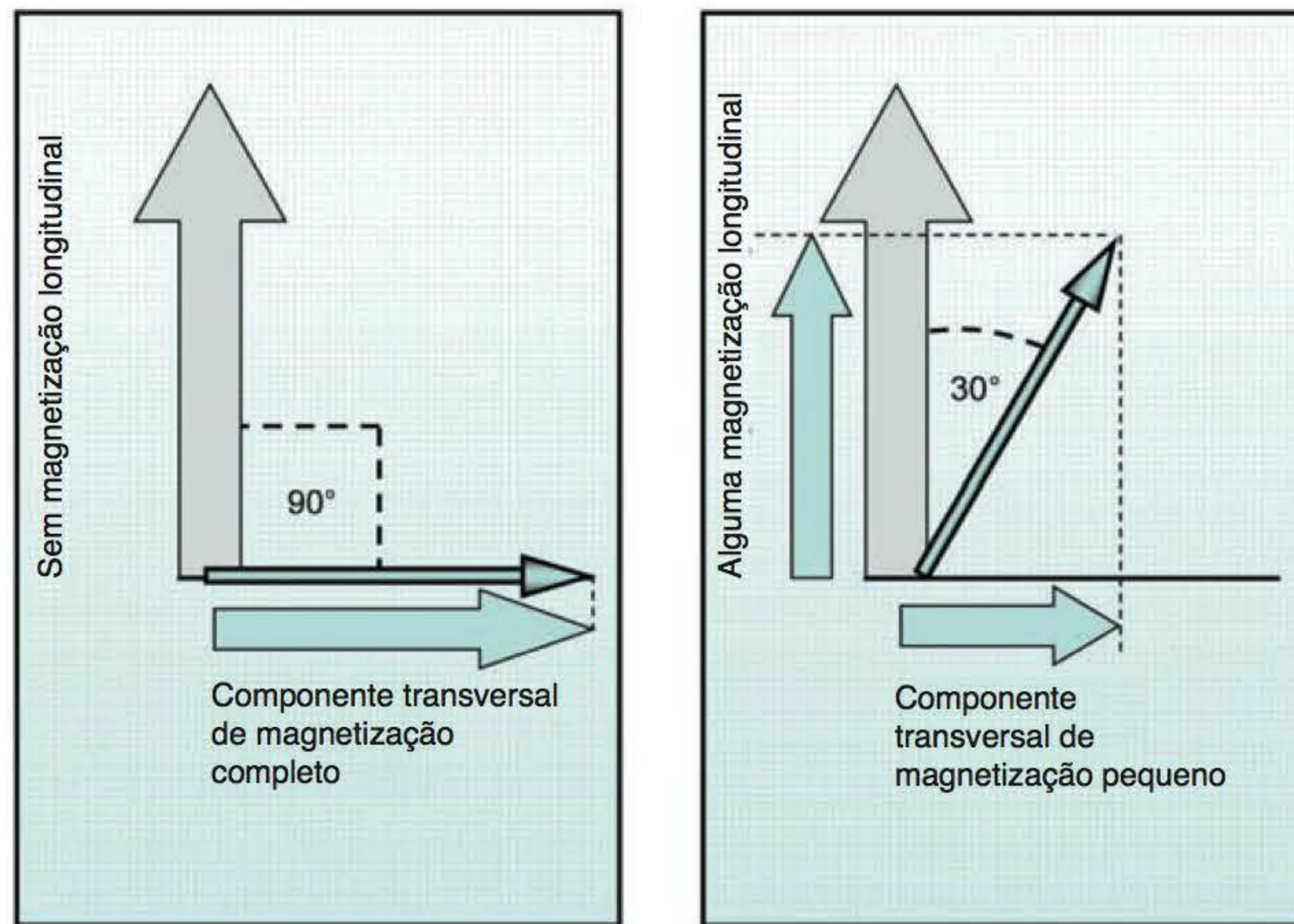
**Figura 2.26** Imagem sagital, da linha média, do cérebro, sequência *spin*-eco ponderada em T1.

## A sequência de pulso gradiente-eco

Uma sequência de pulso gradiente-eco usa um pulso de excitação de RF que é variável e, portanto, move o VME para qualquer ângulo de inclinação (não apenas  $90^\circ$ ). É criado um componente transversal de magnetização, de magnitude inferior à do *spin*-eco, no qual toda a magnetização longitudinal é convertida para o plano transversal. Quando um ângulo de inclinação diferente de  $90^\circ$  é empregado, somente parte da magnetização longitudinal é convertida em magnetização transversal, que precessa no plano transversal e induz um sinal na bobina de recepção (Figura 2.27).

Após a retirada do pulso de RF, o sinal DIL é imediatamente produzido devido a heterogeneidades no campo magnético e, assim, ocorre defasagem T2\*. Os momentos magnéticos do





**Figura 2.27** Como o ângulo de inclinação controla a amplitude do sinal.

componente transversal de magnetização defasam, e são então, anulados (*rephased*) por um gradiente. Um gradiente produz uma alteração na potência do campo magnético no magneto, o que será discutido em mais detalhes posteriormente. Os gradientes provocam a refasagem dos momentos magnéticos de modo que o sinal é recebido pela bobina, que contém informações T1 e T2. Esse sinal é denominado **gradiente-eco**.

## Gradientes

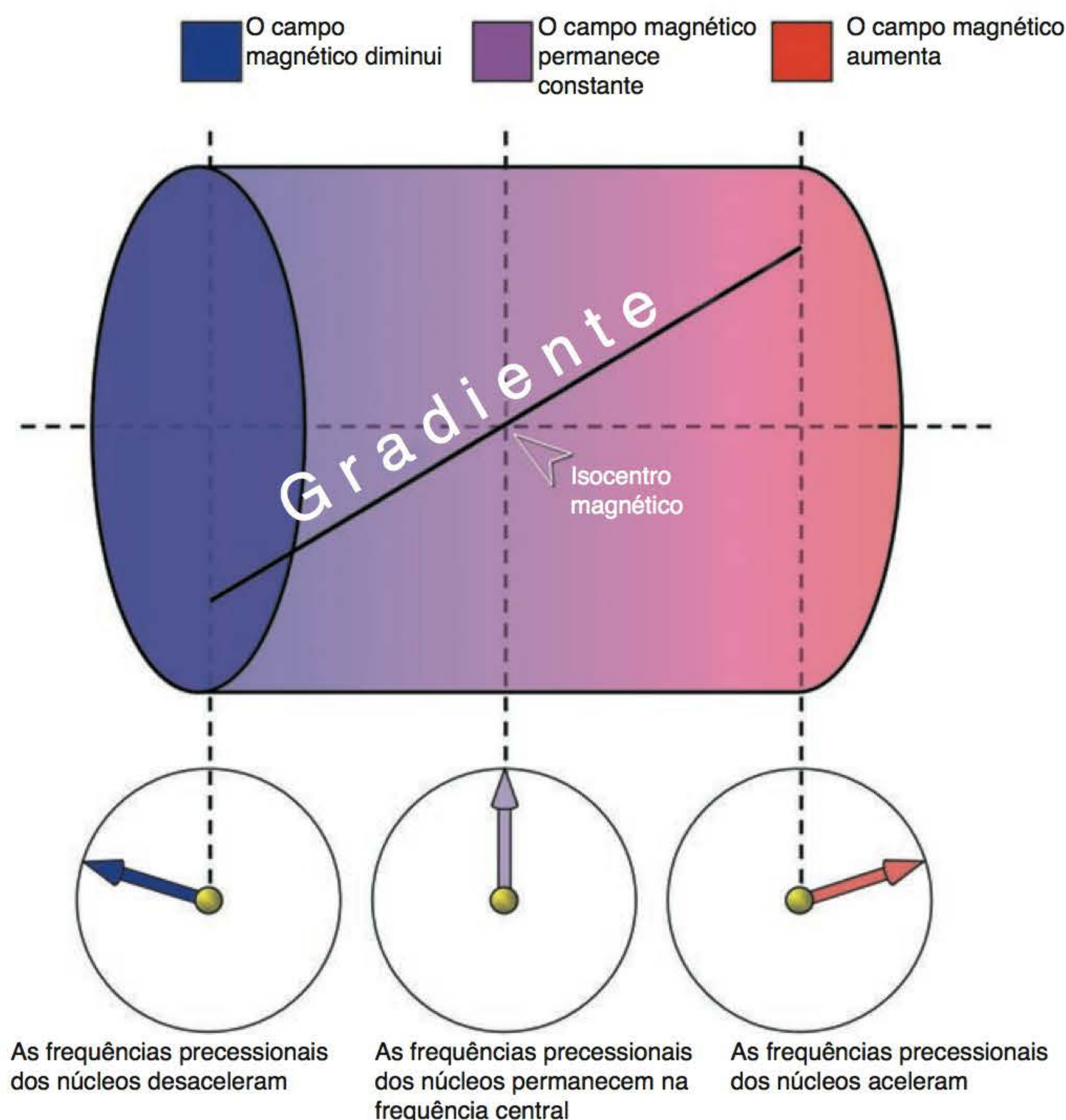
Os gradientes desempenham muitas tarefas, que serão discutidas com mais detalhes no Capítulo 3. Os **gradientes de campos magnéticos** são gerados por bobinas de fios situadas no tubo de ressonância magnética. A lei de indução eletromagnética afirma que quando as cargas elétricas se movem através de uma bobina de gradiente, um campo magnético (ou campo gradiente, como é conhecido agora) é induzido em torno dela. Este campo gradiente interage com o campo magnético principal estático, de modo que a potência ao longo do eixo da bobina de gradiente é alterada linearmente. O ponto médio do eixo dos gradientes permanece na potência do campo magnético principal. Isso é chamado de **isocentro magnético**.

A potência do campo magnético aumenta, em relação ao isocentro, em um sentido do eixo de gradiente porque o campo magnético produzido pelo gradiente adiciona potência ao campo magnético principal (mostrado em vermelho na Figura 2.28). E diminui, em relação ao isocentro, no sentido oposto do eixo do gradiente porque o campo magnético produzido pelo gradiente subtrai potência do campo magnético principal (mostrado em azul na Figura 2.28). Se um gradiente adiciona ou subtrai potência ao campo magnético principal depende do sentido da corrente que atravessa as bobinas de gradiente. Isso é chamado de **polaridade** do gradiente.

Quando um gradiente é ligado, a potência do campo magnético ao longo de seu eixo se inclina ou se aplaina. A equação de Larmor afirma que a frequência precessional dos momentos magnéticos aumenta ou diminui dependendo da potência do campo magnético em diferentes pontos ao longo do gradiente (Figura 2.28).

A frequência precessional aumenta quando o campo magnético aumenta e diminui quando o campo magnético se reduz. Momentos magnéticos que experimentam uma elevação na potência do campo magnético por causa do gradiente se aceleram, isto é, sua frequência precessional aumenta. Momentos magnéticos que experimentam uma redução na potência do campo mag-





**Figura 2.28** Os gradientes.

nético se desaceleram, isto é, sua frequência precessional diminui. Como os gradientes provocam aceleração ou desaceleração dos núcleos, podem ser empregados tanto para defasar como para anular (*rephase*) seus momentos magnéticos.

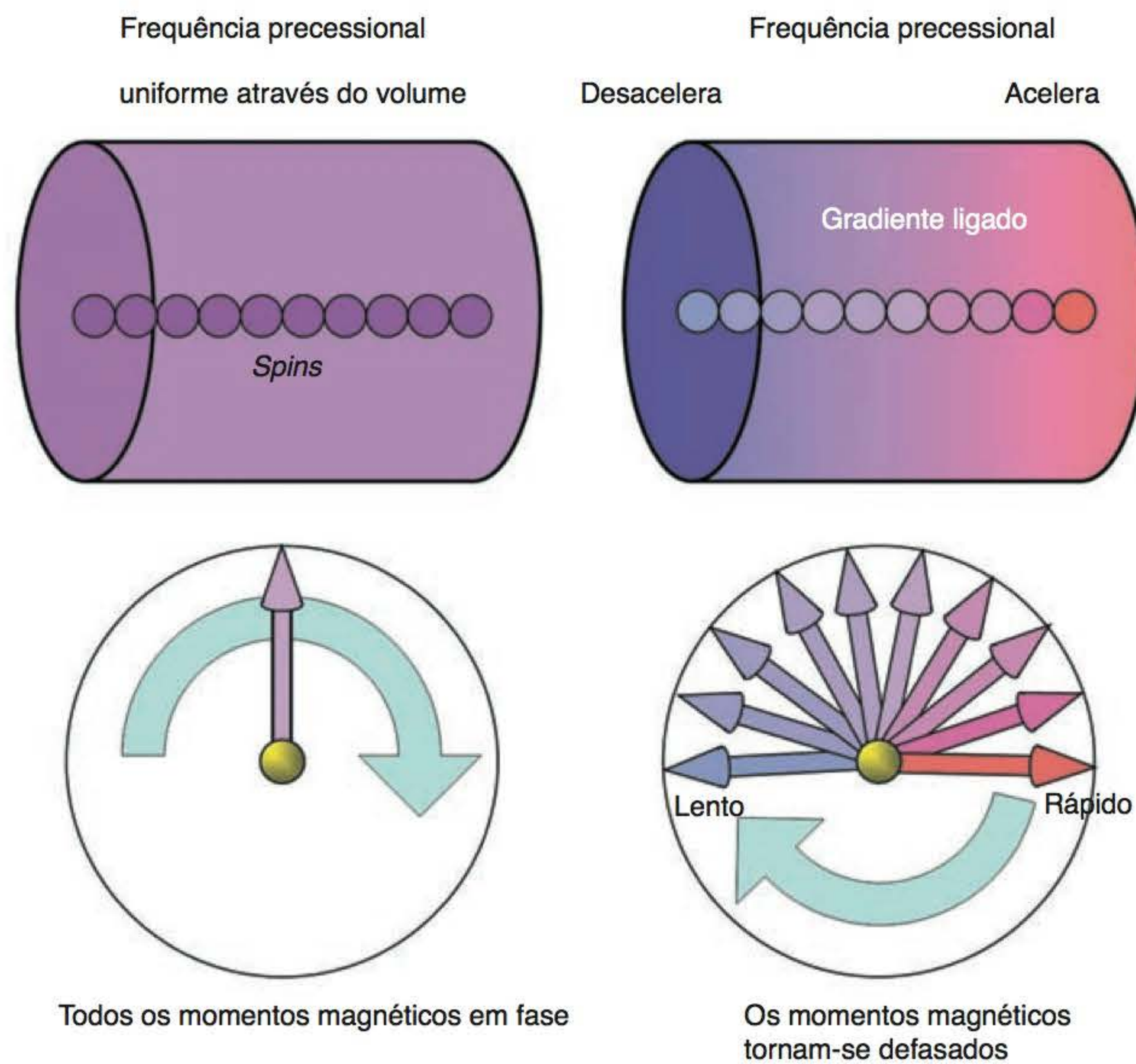
### Como ocorre a defasagem de gradiente

Observe a Figura 2.29. Sem a aplicação de um gradiente, todos os *spins* precessam na mesma frequência à medida que experimentam a mesma potência de campo (na verdade isso não acontece por causa das heterogeneidades do campo, mas essas alterações são relativamente pequenas em comparação com aquelas impostas por um gradiente). Um gradiente é aplicado à magnetização coerente (em fase) (todos os momentos magnéticos estão no mesmo lugar em um dado tempo). O gradiente altera a potência do campo magnético experimentada pela magnetização coerente. Dependendo de sua posição ao longo do eixo do gradiente, alguns dos momentos magnéticos aceleram, enquanto outros desaceleram. Então, os momentos magnéticos ficam fora de fase ou defasam porque suas frequências foram alteradas pelo gradiente (*veja a analogia com o relógio no Capítulo 1*).



A borda exterior do leque (mostrada em azul) é constituída pelos núcleos que sofreram desaceleração, porque estão situados no eixo do gradiente que tem a menor potência de campo magnético em relação ao isocentro. A borda de direcionamento do leque (mostrada em vermelho) é constituída pelos núcleos que sofreram aceleração porque estão situados no eixo do gradiente que tem a maior potência de campo magnético em relação ao isocentro. Portanto, os momentos magnéticos





**Figura 2.29** Como ocorre a defasagem de gradiente (*dephase*).

dos núcleos não estão mais no mesmo lugar em um dado tempo e, desse modo, a magnetização foi defasada pelo gradiente. Gradientes que provocam defasagem são denominados **incoerentes** (*spoilers*).

### Como ocorre a anulação de gradiente (*rephase*)

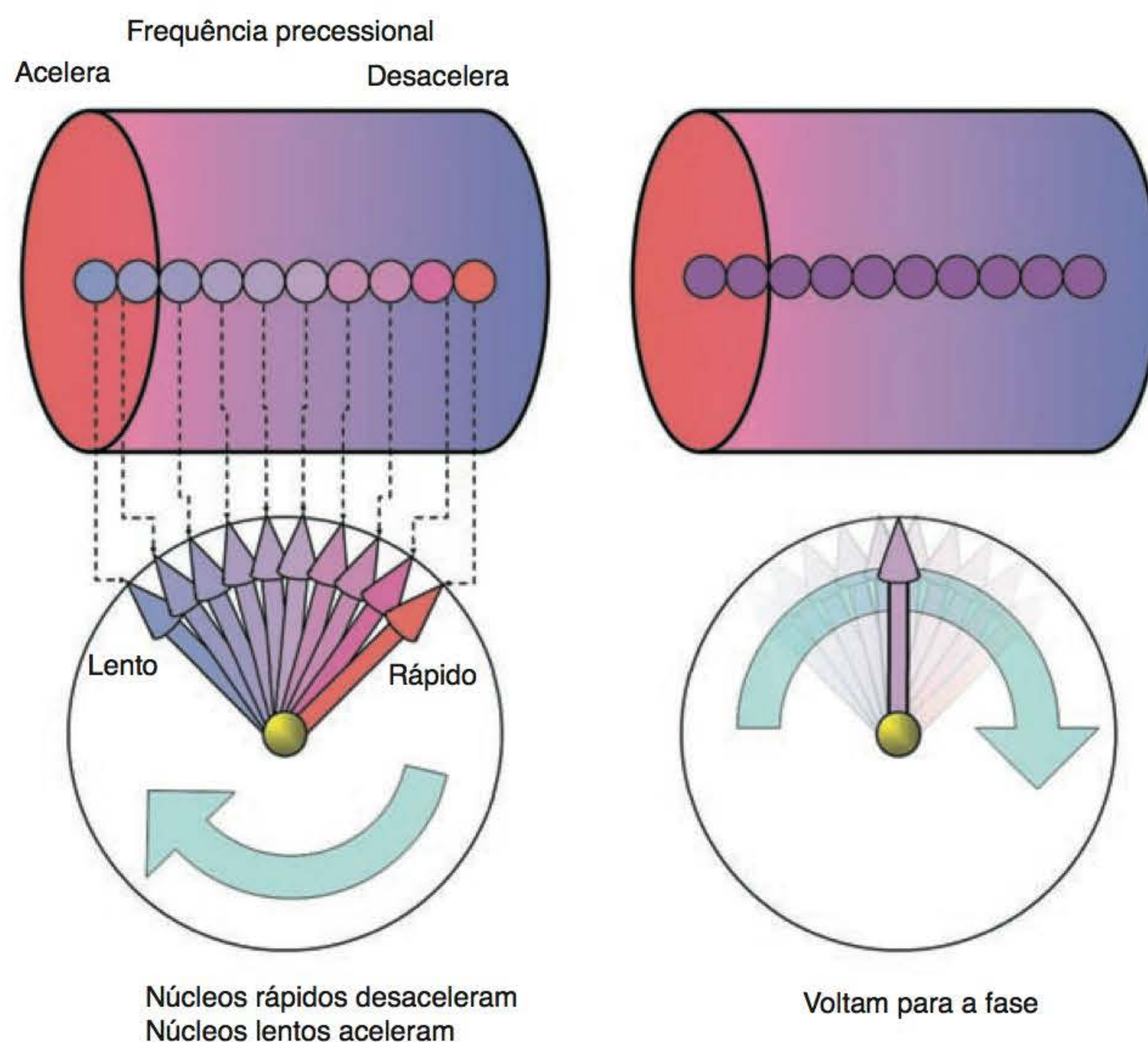
Observe a Figura 2.30. O gradiente é aplicado a um componente de magnetização incoerente (fora de fase). Os momentos magnéticos saíram de fase devido à defasagem  $T2^*$  e o leque tem uma borda exterior, constituída pelos núcleos lentos (mostrada em azul), e a borda de direcionamento (mostrada em vermelho) é constituída pelos núcleos rápidos. Então é aplicado um gradiente, de modo que a potência do campo magnético seja alterada de forma linear ao longo do eixo do gradiente. O sentido dessa potência de campo é alterado de tal forma que um núcleo lento da borda exterior do leque experimenta uma potência maior do campo magnético e acelera.

Na Figura 2.30 os *spins* azuis passam pela “terminação alta” vermelha do gradiente. Os núcleos mais rápidos na borda de direcionamento do leque sofrem a redução na potência do campo magnético e desaceleram. Na Figura 2.30, os *spins* vermelhos passam pela “terminação baixa” azul do gradiente. Após um breve intervalo de tempo, os núcleos lentos aceleraram o suficiente para alcançar os núcleos rápidos que sofreram desaceleração. Quando os os núcleos lentos e rápidos se encontram, todos os momentos magnéticos estão no mesmo lugar ao mesmo tempo e foram refasados pelo gradiente. Um sinal máximo é, portanto, induzido na bobina receptora, e esse sinal é chamado de gradiente-eco. Gradientes que produzem refasagem são chamados **rewinders**.

### As vantagens das sequências de pulso gradiente-eco

Como os gradientes produzem o *rephase* mais rapidamente do que pulsos de RF de  $180^\circ$ , o TE mínimo é bem mais curto do que em sequências de pulso *spin*-eco e, assim, o TR também pode ser reduzido. O TR também pode ser diminuído porque são usados ângulos de inclinação diferentes do ângulo de  $90^\circ$ . Com ângulos de inclinação fechados, a recuperação completa da magnetiza-





**Figura 2.30** Como ocorre a anulação de gradiente (*rephase*).

ção longitudinal ocorre em menos tempo do que com ângulos de inclinação abertos. Portanto, o TR pode ser encurtado sem produzir saturação. O TR é importante no tempo de exame (*veja* o Capítulo 3), portanto, quando o TR é reduzido, o tempo do exame também é reduzido. As sequências de pulso gradiente-eco geralmente estão associadas a tempos de exame muito menores do que as sequências de pulso *spin*-eco.

## As desvantagens das sequências de pulso gradiente-eco

A principal desvantagem é que não existe compensação para as heterogeneidades do campo magnético. As sequências de pulso gradiente-eco são, portanto, muito suscetíveis às heterogeneidades do campo magnético. As sequências de pulso gradiente-eco contêm artefatos de suscetibilidade magnética (*veja* o Capítulo 7). Como os efeitos  $T2^*$  não são eliminados, as imagens por gradiente-eco ponderadas em T2 são denominadas ponderação em  $T2^*$  e o decaimento em T2 é chamado de decaimento  $T2^*$ .

## Parâmetros de escala temporal em sequências gradiente-eco

Do mesmo modo que nas sequências *spin*-eco, o TR é o intervalo de tempo entre cada pulso de excitação de RF, enquanto o TE é o intervalo de tempo entre o pulso de excitação até o pico do gradiente-eco. Embora não seja um parâmetro temporal, nas sequências de gradiente-eco o ângulo de inclinação é um parâmetro extrínseco de contraste que pode ser alterado para influenciar o contraste da imagem. Seu valor, combinado com o TR, determina se os efeitos de T1 são maximizados ou minimizados.

## Ponderação e contraste em sequências gradiente-eco

O TR, o TE e o ângulo de inclinação influenciam a ponderação e o contraste da imagem, e o TR (e, conseqüentemente, o tempo de exame) pode ser muito mais curto do que com sequências de pulso *spin*-eco. Como o TR controla a recuperação T1 que se permitiu que ocorresse antes da



aplicação do pulso de RF seguinte, um TR curto geralmente produz ponderação em T1 e nunca permite a obtenção de imagens com ponderação em T2 ou por densidade protônica. Para que a aquisição de imagens por gradiente-eco seja mais flexível, o ângulo de inclinação geralmente é reduzido para menos de  $90^\circ$ . Se o ângulo de inclinação for inferior a  $90^\circ$ , o VME não levará muito tempo para recuperar completamente a magnetização longitudinal, como acontece com ângulos de inclinação mais abertos, e assim o TR poderá ser encurtado para reduzir o tempo de exame sem produzir saturação.



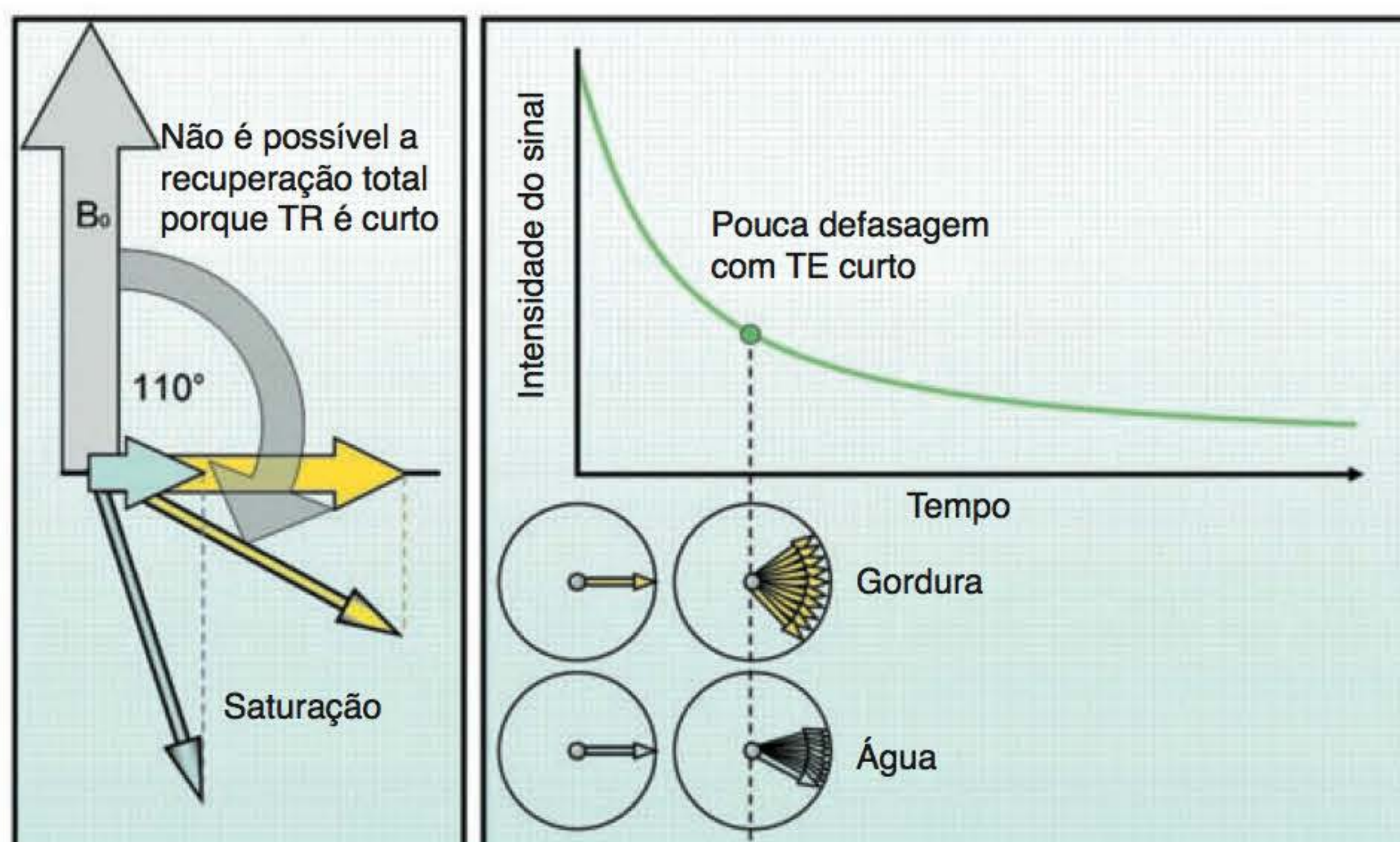
Em sequências de pulso gradiente-eco, o TR e o ângulo de inclinação controlam o relaxamento que ocorre antes que o pulso de RF seja aplicado. O TE controla o decaimento  $T2^*$  que ocorreu antes de o gradiente-eco ser recebido pela bobina. Além do ângulo de inclinação, variável que foi adicionada, as regras para ponderação de imagens em sequências de gradiente-eco são exatamente as mesmas das sequências *spin-eco* (veja a analogia com o fogão, no Capítulo 1).

### Ponderação em T1 em sequências gradiente-eco

Para obtenção de uma imagem ponderada em T1, a diferença entre os tempos T1 dos tecidos são maximizadas e as diferenças entre os tempos T2 dos tecidos são minimizadas. Para maximizar as diferenças em T1, é essencial que os vetores da gordura e da água não tenham tempo de recuperar totalmente sua magnetização longitudinal antes da aplicação do pulso de RF seguinte. Para evitar a recuperação completa, o ângulo de inclinação é aberto e o TR, curto, de modo que os vetores de gordura e água ainda estejam no processo de relaxamento quando o pulso de RF seguinte for aplicado. Para minimizar as diferenças  $T2^*$ , TE é curto para que os vetores tanto da gordura quanto da água não tenham tempo de decaimento (Figura 2.31).

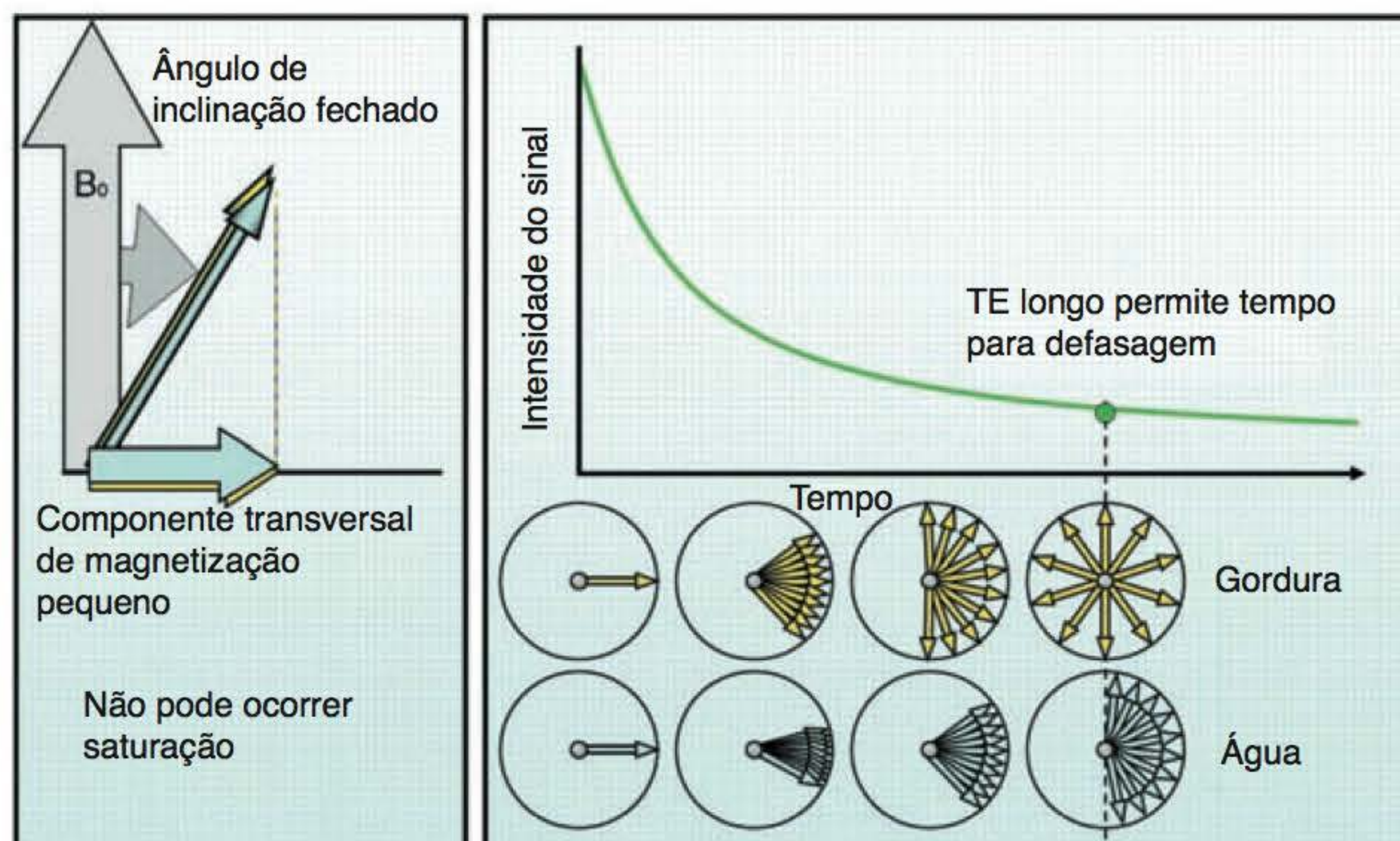
### Ponderação em $T2^*$ em sequências gradiente-eco

Para obtenção de uma imagem ponderada em  $T2^*$ , a diferença entre os tempos  $T2^*$  dos tecidos são maximizadas enquanto as diferenças entre os tempos T1 são minimizadas. Para maximizar o decaimento em  $T2^*$ , o TE é longo para que os vetores tanto da gordura quanto da água tenham tempo de decair o suficiente para mostrar suas diferenças de decaimento. Para minimizar a recuperação T1, o ângulo de inclinação deve ser fechado e o TR, longo o suficiente para permitir a completa recuperação dos vetores da gordura e da água. Desse modo, as diferenças de T1 não são apresentadas. Na prática, ângulos de inclinação fechados produzem tão pouca magnetização transversal que o TR pode ser mantido relativamente curto e, ainda assim, haver tempo para uma recuperação total (Figura 2.32).



**Figura 2.31** Ponderação em T1 em sequências gradiente-eco.





**Figura 2.32** Ponderação em  $T2^*$  em sequências gradiente-eco.

### *Ponderação por densidade protônica em sequências gradiente-eco*

Para obtenção de uma imagem ponderada por densidade protônica, ambos os processos  $T1$  e  $T2^*$  devem ser minimizados para que a diferença entre a densidade protônica dos tecidos possa ser demonstrada. Para minimizar o decaimento em  $T2^*$ , o TE deve ser curto para que nem os vetores da gordura nem da água tenham tempo de decair. Para minimizar a recuperação  $T1$ , o ângulo de inclinação é fechado, e o TR longo o suficiente para permitir a completa recuperação da magnetização longitudinal.

## Saiba mais: ponderação e gradiente-eco usando a analogia com o fogão



*Para a ponderação em  $T1$* , aumente a intensidade da chama em  $T1$  e diminua em  $T2^*$ . O ângulo de inclinação e o TR controlam o contraste em  $T1$ , TE controla o contraste em  $T2^*$  (a densidade protônica depende do número relativo de prótons e não pode ser modificada para uma área dada).

- Para aumentar a intensidade da chama no contraste em  $T1$ , o TR é curto (botão TR para baixo) e o ângulo de inclinação é grande
- Para diminuir a intensidade da chama no contraste em  $T2^*$ , o TE é curto (botão TE para baixo) (Figura 2.33).

*Para a ponderação em  $T2^*$* , aumente a intensidade da chama em  $T2^*$  e diminua em  $T1$ . O ângulo de inclinação e o TR controlam o contraste em  $T1$ , TE controla o contraste em  $T2^*$  (a densidade protônica depende do número relativo de prótons e não pode ser modificada para uma área dada).

- Para aumentar a intensidade da chama no contraste em  $T2^*$ , o TE é longo (botão TE para cima)
- Para diminuir a intensidade da chama no contraste em  $T1$ , o TR é longo (botão TR para cima) e o ângulo de inclinação é fechado (Figura 2.34).

*Para a ponderação por densidade protônica*, diminua a intensidade da chama em  $T1$  e diminua em  $T2^*$ . Desse modo, o contraste por densidade protônica predominará.

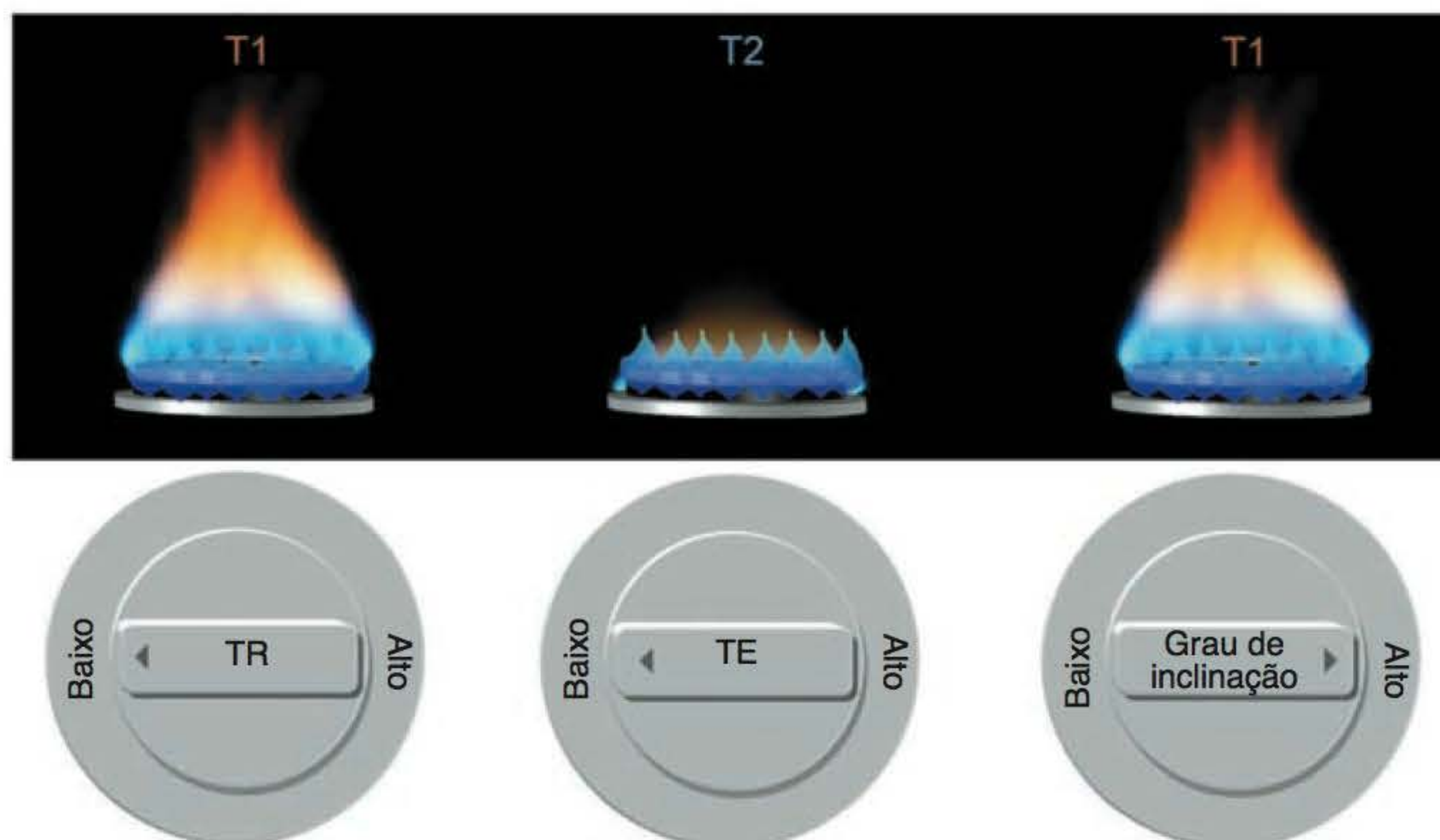
- Para diminuir a intensidade da chama no contraste em  $T1$ , o TR é longo (botão TR para cima) e o ângulo de inclinação é fechado
- Para diminuir a intensidade da chama no contraste em  $T2^*$ , o TE é curto (botão TE para baixo) (Figura 2.35).



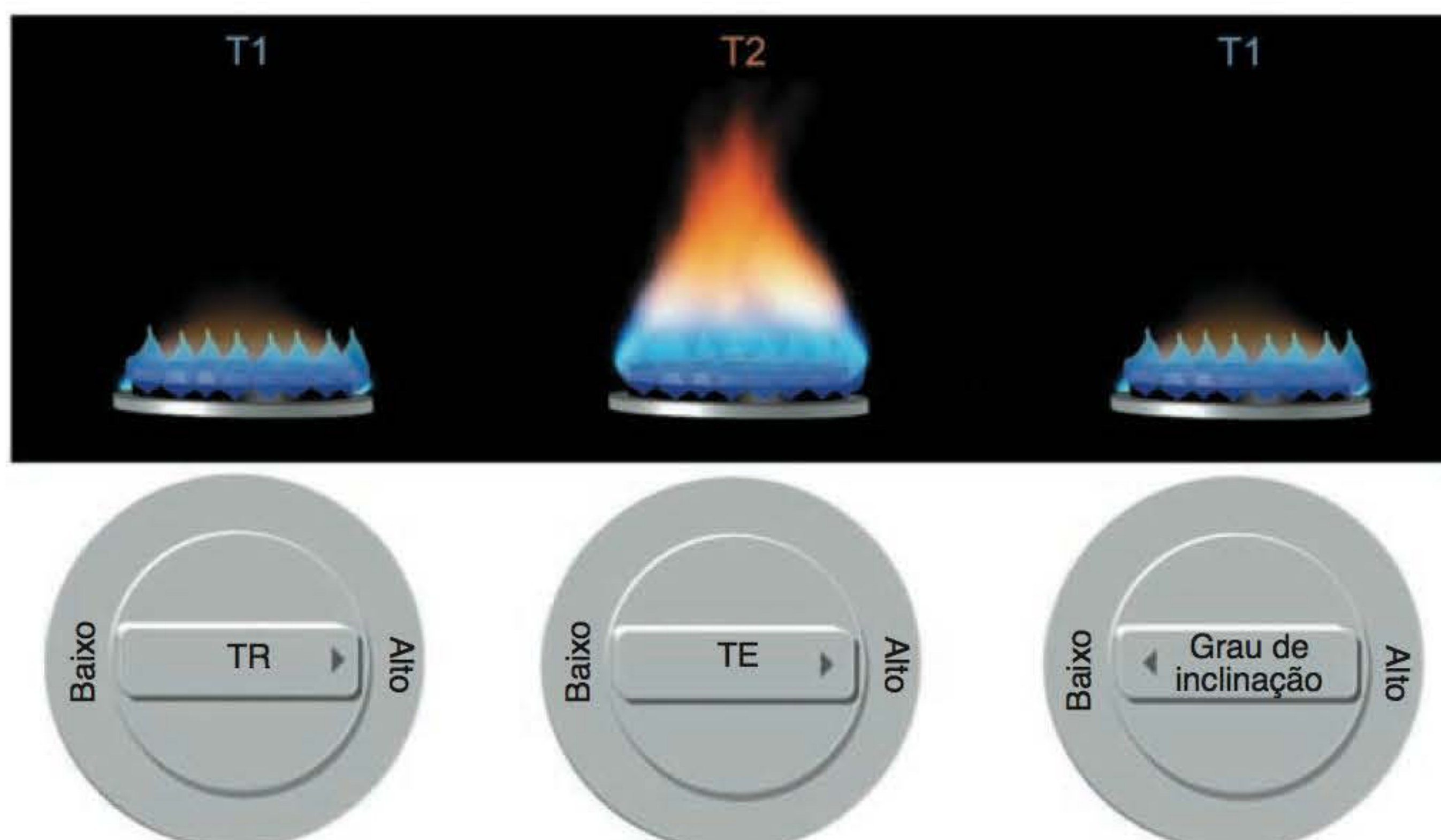
Observe as Figuras 2.36 e 2.37. As duas foram adquiridas empregando-se uma sequência de gradiente-eco e o mesmo TR. Para mudar a ponderação, outro parâmetro foi alterado. Foi o ângulo de inclinação ou o TE?

Para responder a essa questão, primeiro determine a ponderação. A Figura 2.36 representa claramente uma ponderação em  $T2^*$ , pois o LCR apresenta alto sinal. A Figura 2.37 é mais difícil interpretar. Embora o LCR se apresente mais escuro do que na Figura 2.36, o que poderia nos levar a pensar que houvesse ponderação em  $T1$ , os discos intervertebrais hidratados têm alto sinal, o que não seria esperado em uma imagem ponderada em  $T1$ . Portanto, essa imagem é ponderada por densidade protônica. Como nenhuma das duas imagens é ponderada em  $T1$ , nenhuma foi adquirida com grande ângulo de inclinação. As duas têm ângulo de inclinação fechado e – como o TR é igual – TE foi o parâmetro alterado.

Na Figura 2.37 os ângulos de inclinação fechados minimizaram a saturação e, portanto, o contraste em  $T1$  e um TE curto minimizaram o contraste em  $T2^*$ , resultando em uma imagem ponderada por densidade protônica. A Figura 2.36 também foi adquirida com o ângulo de inclinação fechado minimizando o contraste em  $T1$ , porém o TE é longo, e isso maximiza o contraste em  $T2^*$ , resultando em uma imagem ponderada em  $T2^*$ . Portanto, TE foi o parâmetro alterado.

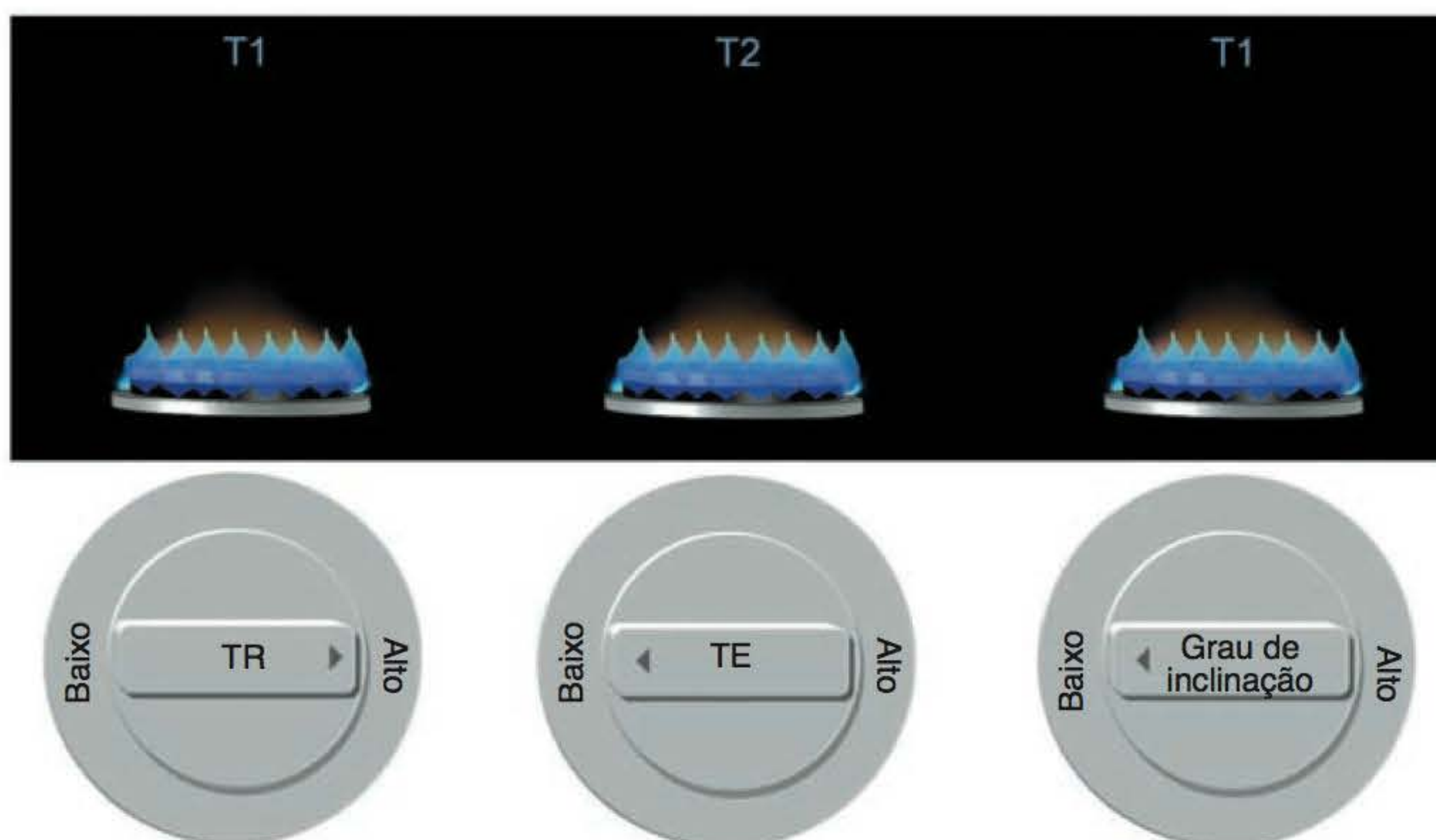


**Figura 2.33** Contraste em  $T1$  em sequências gradiente-eco e a analogia com o fogão.



**Figura 2.34** Contraste em  $T2^*$  em sequências gradiente-eco e a analogia com o fogão.





**Figura 2.35** Contraste por densidade protônica em sequências gradiente-eco e a analogia com o fogão.



**Figura 2.36** Imagem sagital, na linha média, da coluna cervical, gradiente-eco ponderada em T2\*.



**Figura 2.37** Imagem sagital, na linha média, da coluna cervical, gradiente-eco ponderada por densidade protônica.

## Resumo

- Sequências de pulso gradiente-eco usam um gradiente para anular (*rephase*) os momentos magnéticos
- São empregados ângulos de inclinação variados



- O TE pode ser muito mais curto do que na imagem por *spin-eco*
- Os gradientes não eliminam os efeitos das heterogeneidades do campo magnético.

### Valores típicos em imagens por gradiente-eco

- TR longo – 100 ms+
- TR curto – menos que 50 ms
- TE curto – 1 a 5 ms
- TE longo – 15 a 25 ms
- Ângulos de inclinação fechados – 5 a 20°
- Ângulos de inclinação abertos – +70°.

A Tabela 2.2 apresenta um resumo das diferenças entre *spin-eco* e gradiente-eco. A Tabela 2.3 fornece os parâmetros empregados em gradiente-eco. A criação do sinal, e de que maneira pode ser manipulado para produzir contraste na imagem, já foi discutida. No próximo capítulo será descrito o processo de formação da imagem.

**Tabela 2.2** Resumo das diferenças entre os parâmetros empregados em sequências *spin-eco* e gradiente-eco.

Sequência	TR	TE	Ângulo de inclinação
<i>Spin-eco</i>	Longo 2.000 ms+	Longo 70 ms+	90°
	Curto 300 a 700 ms+	Curto 10 a 30 ms+	90°
Gradiente-eco	Longo 100 ms+	Longo 15 a 25 ms	Fechado 5° a 20°
	Curto menos que 50 ms	Curto menos que 5 ms	Médio 30° a 45°
			Aberto +70°

**Tabela 2.3** Parâmetros usados em sequências gradiente-eco.

Ponderação	TR	TE	Ângulo de inclinação
T1	Curto	Curto	Aberto
T2	Longo	Longo	Fechado
Densidade protônica	Longo	Curto	Fechado







# 3

## Codificação e Formação de Imagem

- Codificação, 49
- Introdução, 49
- Gradientes, 49
- Seleção do corte, 52
- Codificação da frequência, 54
- Codificação de fase, 57
- Amostragem, 61
- Coleta de dados e formação da imagem, 66
- Introdução, 66
- Descrição do espaço K, 66
- Preenchimento do espaço K, 67
- Transformada rápida de Fourier (FFT), 72
- Fatos importantes a respeito do espaço K, 75
- Cruzamento e gradientes no espaço K, 80
- Opções de preenchimento do espaço K, 82
- Tipos de aquisição, 84

### CODIFICAÇÃO

---

#### Introdução

Como já foi citado, para que ocorra ressonância, é necessária a aplicação da RF em pulsos de  $90^\circ$  em relação a  $B_0$  na frequência precessional do hidrogênio. O pulso de RF fornece energia aos núcleos de hidrogênio de modo a criar a magnetização transversal. O pulso de RF também coloca em fase os momentos magnéticos individuais de átomos de hidrogênio. A magnetização transversal coerente que resulta disso precessa na frequência de Larmor do hidrogênio no plano transversal. Uma voltagem ou sinal é, então, induzido na bobina receptora que está posicionada no plano transversal. Este sinal tem a mesma frequência da frequência de Larmor do hidrogênio, independentemente da origem do sinal no paciente.

O sistema tem de ser capaz de localizar espacialmente o sinal em três dimensões, de modo que consiga posicionar cada sinal no ponto correto na imagem. Para fazer isso, o sistema primeiro localiza um corte. Depois que o corte é selecionado, o sinal é localizado ou **codificado** ao longo dos dois eixos da imagem. Essa tarefa é desempenhada por gradientes.

#### Gradientes

Os mecanismos dos gradientes foram apresentados no Capítulo 2 e serão discutidos com mais detalhes no Capítulo 9. Recapitulando o que foi dito no Capítulo 2, gradientes são alterações no campo magnético principal e são gerados por bobinas localizadas no magneto através do qual a corrente passa. A passagem da corrente através da bobina de gradiente induz um campo gradiente (magnético) em torno dela, que subtrai ou adiciona potência ao campo magnético



principal estático  $B_0$ . A magnitude de  $B_0$  é alterada de forma linear por bobinas de gradiente, de modo que a potência do campo magnético e, portanto, a frequência precessional que atua sobre o núcleo situado ao longo do eixo do gradiente pode ser prevista (Figura 3.1). Isso é denominado **codificação espacial**.

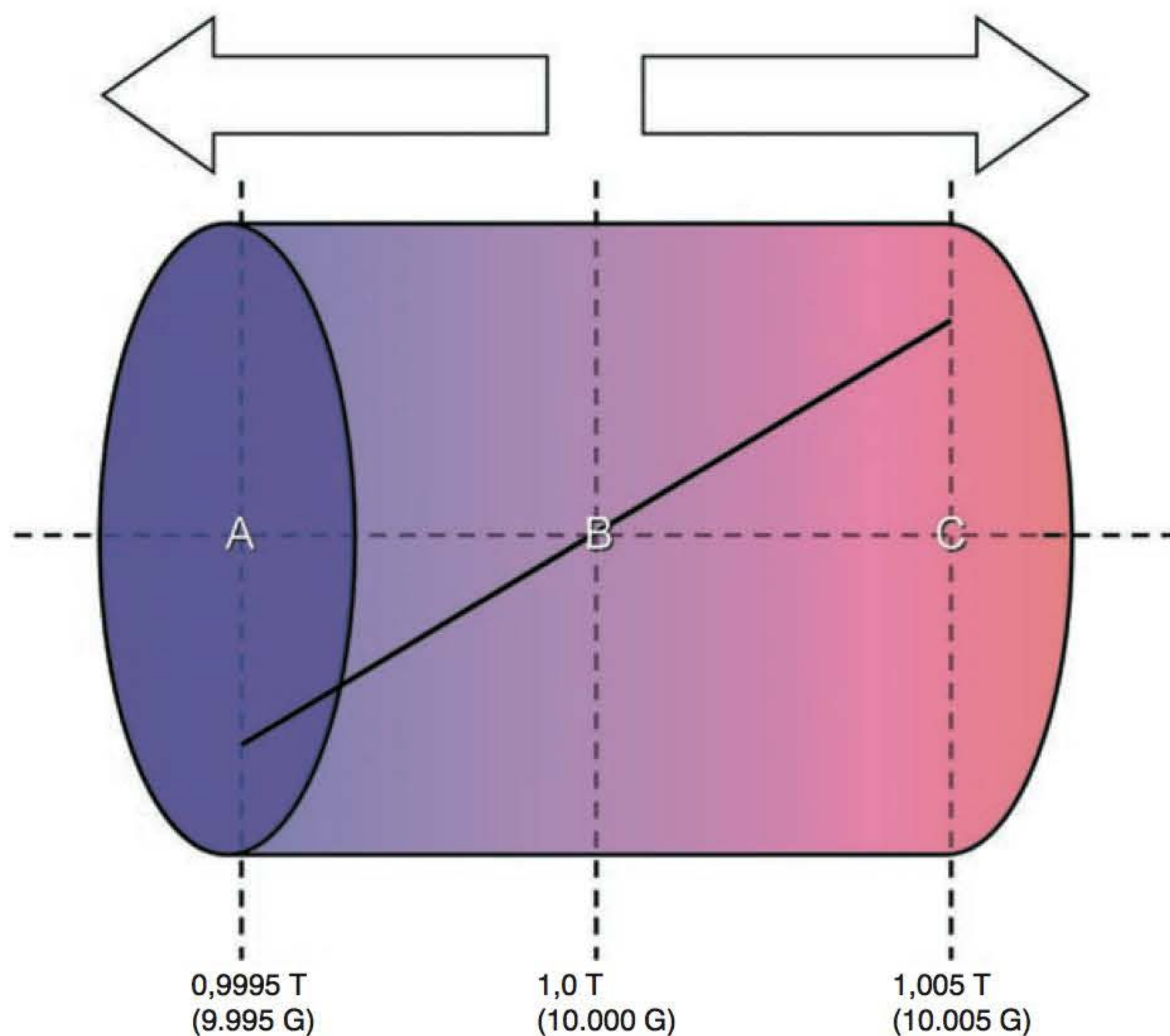
Observe a Figura 3.1. Um gradiente foi aplicado de modo a aumentar a potência do campo magnético em direção ao lado direito do magneto (mostrado em vermelho) e diminuir para o lado esquerdo (mostrado em azul). A alteração na potência do campo magnético é linear, e, nessa amplitude específica, no ponto A, um núcleo sofre a influência de um campo de 0,9995 T; um núcleo no ponto B (isocentro) sofre a influência de um campo de exatamente 1 T; e no ponto C, um núcleo sofre a influência de um campo de 1,005 T. Em todos os diagramas de gradiente deste livro, os campos magnéticos mais potentes que o isocentro serão mostrados em vermelho e os de menor potência, em azul.

Núcleos que sofrem a influência de um campo magnético com potência maior devido ao gradiente aceleram, isto é, sua frequência precessional aumenta, enquanto núcleos que sofrem a influência de um campo magnético com a potência reduzida pelo gradiente desaceleram, isto é, sua frequência precessional diminui. Sendo assim, a posição do núcleo ao longo do gradiente pode ser identificada de acordo com sua frequência de precessão.

A Tabela 3.1 mostra as mudanças de frequência ao longo de um gradiente linear que altera a potência do campo magnético em 1 G/cm para campo principal com potência de 1 T.

Existem três bobinas de gradiente situadas no tubo do magneto, que são nomeadas de acordo com o eixo ao longo do qual atuam quando estão ligadas. A Figura 3.2 mostra essas direções em um magneto supercondutor típico. Entretanto, alguns fabricantes utilizam sistemas diferentes.

- O *gradiente Z* modifica a potência do campo magnético ao longo do eixo Z (*longitudinal*) do magneto
- O *gradiente Y* modifica a potência do campo magnético ao longo do eixo Y (*vertical*) do magneto
- O *gradiente X* modifica a potência do campo magnético ao longo do eixo X (*horizontal*) do magneto.

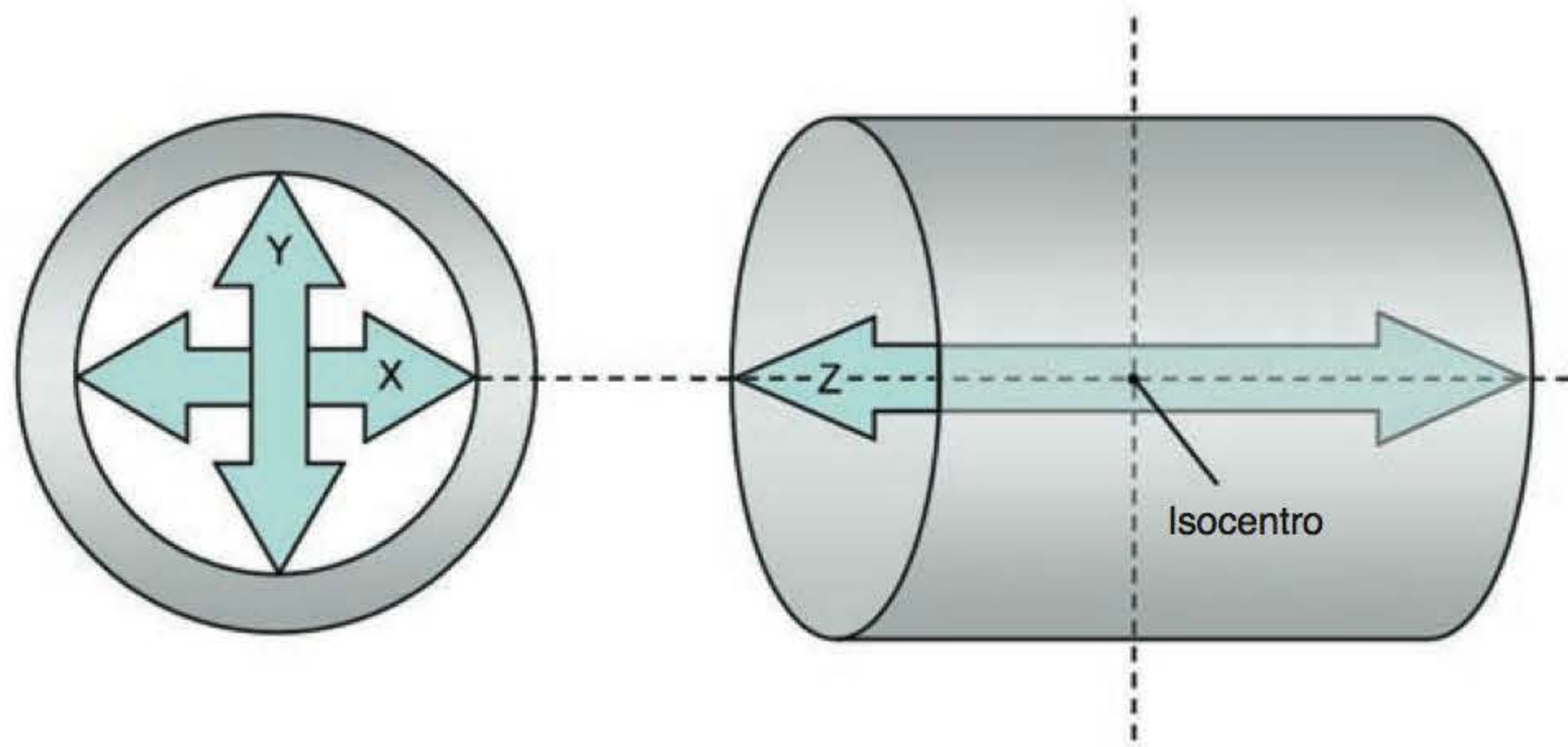


**Figura 3.1** Gradientes e potência de campo variável.



**Tabela 3.1** Alterações de frequência ao longo do gradiente linear.

Posição ao longo do gradiente	Potência do campo	Frequência de Larmor
No isocentro	10.000 G	42,5700 MHz
1 cm negativo em relação ao isocentro	9.999 G	42,5657 MHz
2 cm negativo em relação ao isocentro	9.998 G	42,5614 MHz
1 cm positivo em relação ao isocentro	10.001 G	42,5742 MHz
2 cm positivo em relação ao isocentro	10.002 G	42,5785 MHz
10 cm negativo em relação ao isocentro	9.990 G	42,5274 MHz



**Figura 3.2** Eixos do gradiente em um sistema supercondutor típico.

O isocentro magnético é o ponto central do eixo dos três gradientes e do centro do tubo do magneto. A potência do campo magnético e, portanto, a frequência precessional, permanecem inalterados mesmo quando são aplicados gradientes.

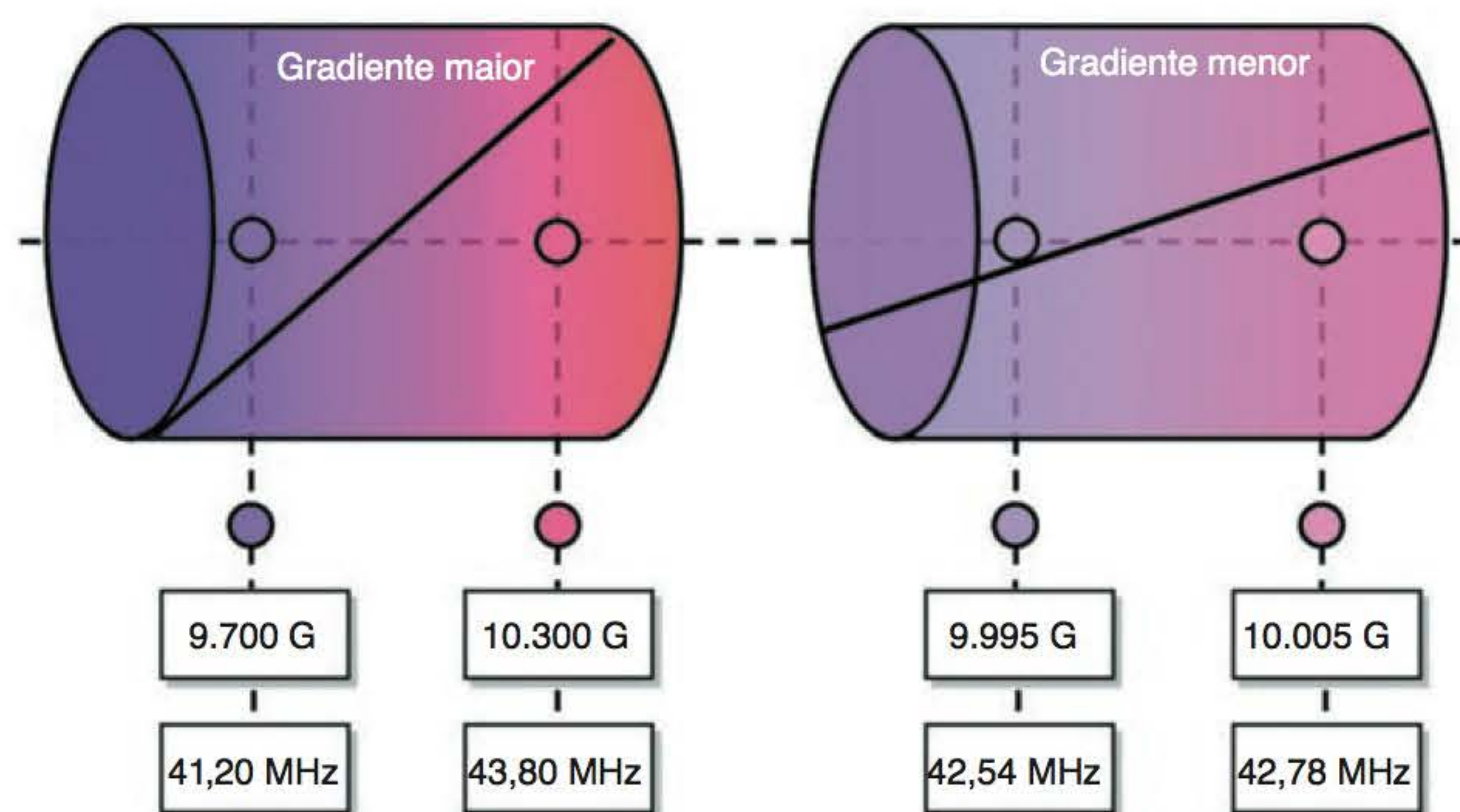
Magnetos permanentes (veja o Capítulo 9) têm eixos diferentes. O eixo Z é vertical, não horizontal, como mostrado na Figura 3.2. A potência do campo magnético no isocentro é sempre a mesma que no  $B_0$  (p. ex., 1,5 T, 1 T, 0,5 T), mesmo quando os gradientes estão ligados. Quando uma bobina gradiente é ligada, a potência do campo magnético é subtraída de, ou adicionada ao  $B_0$  em relação ao isocentro. A inclinação do campo magnético resultante é a amplitude do campo magnético gradiente e determina o grau de alteração na potência do campo magnético ao longo do eixo do gradiente. Ângulos de maior inclinação alteram a potência do campo magnético entre dois pontos mais do que ângulos menores. Portanto, inclinações maiores alteram a frequência de precessão de um núcleo entre dois pontos mais do que inclinações menores (Figura 3.3).

É conveniente (para facilitar os cálculos) utilizar agora a unidade gauss para descrever a potência do campo magnético, em vez da unidade tesla, visto que 1 T é igual a 10.000 G. Gauss é a unidade usada para mostrar a alteração relativa na potência do campo entre dois pontos na Figura 3.3.

Os gradientes desempenham muitas tarefas importantes durante uma sequência de pulso, como já foi descrito no Capítulo 2. Você se lembra quais são elas? Os gradientes podem ser usados tanto para defasagem quanto para refasagem dos momentos magnéticos do núcleo. Os gradientes também realizam as três importantes funções na codificação, que são descritas a seguir.

- **Seleção do corte** – localização de um corte no plano selecionado
- **Codificação da frequência** – localização espacial (codificação) do sinal ao longo do eixo anatômico longitudinal
- **Codificação de fase** – localização espacial (codificação) do sinal ao longo do eixo anatômico transversal (curto).





**Figura 3.3** Inclinação (*slope*) maior e menor.

## Seleção do corte

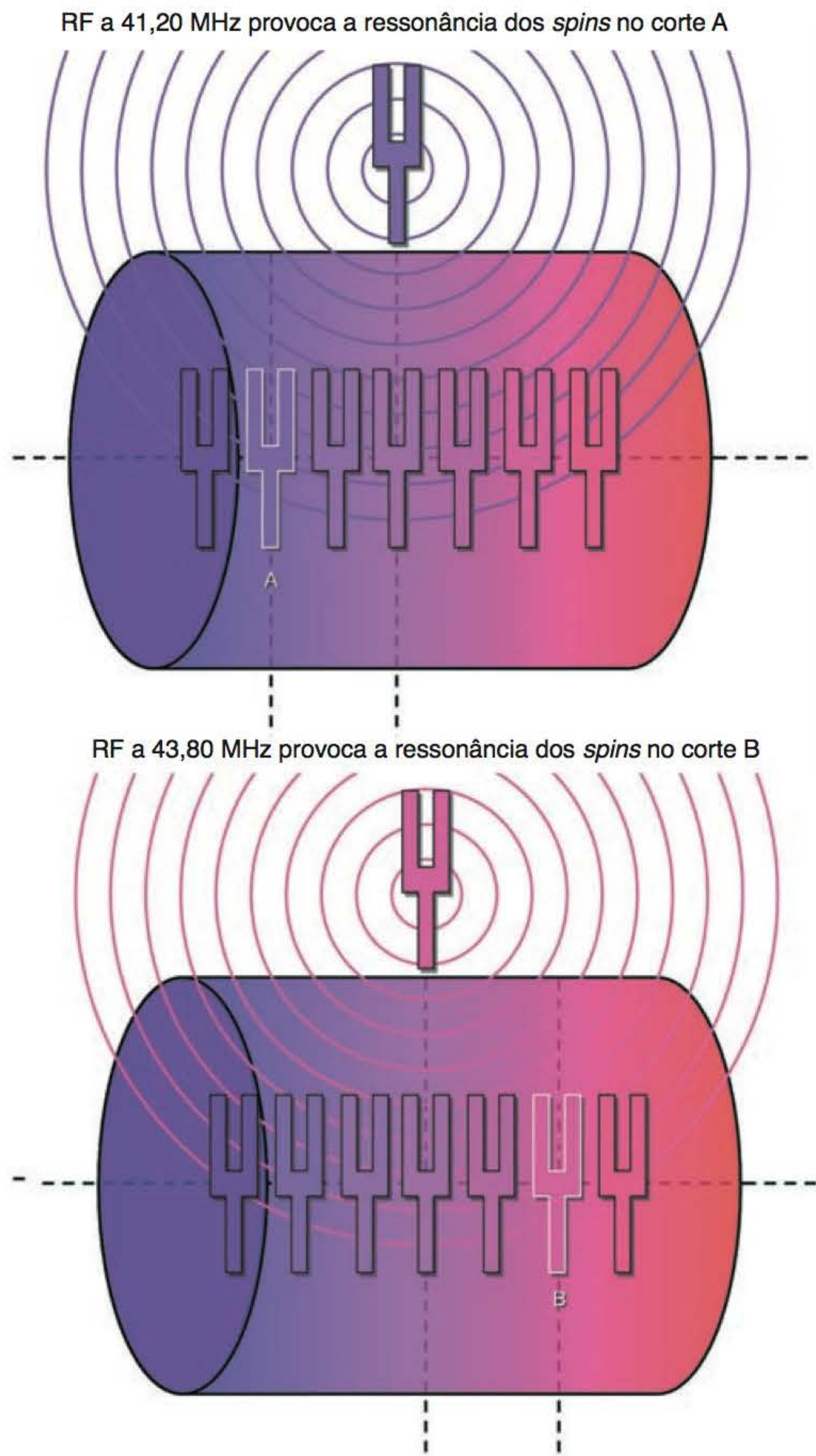
Quando uma bobina de gradiente é ligada, a potência do campo magnético e, portanto, a frequência de precessão de núcleos dispostos ao longo de seu eixo, é linearmente alterada. Então, um determinado ponto ao longo do eixo do gradiente tem uma frequência precessional específica (veja a Figura 3.3), e os núcleos situados em um corte também têm uma frequência precessional específica. Sendo assim, um corte pode ser excitado seletivamente pela transmissão da RF com uma faixa de frequências que coincidam com as frequências de Larmor dos *spins* em um corte específico como definido pelo gradiente de seleção de corte. A ressonância dos núcleos que fazem parte do corte ocorre graças à transmissão da RF adequada para essa posição. Entretanto, núcleos situados em outros cortes ao longo do gradiente não sofrem ressonância porque sua frequência de precessão é diferente devido ao gradiente (Figura 3.4).

### Saiba mais: seleção do corte e a analogia com o diapasão

Observe a Figura 3.4 na qual um diapasão é usado para ilustrar como a seleção do corte é realizada. No alto do diagrama, observa-se que foi aplicado um gradiente para alterar a potência do campo magnético de baixa (azul) para alta (vermelho). Suponha que estamos tentando selecionar o corte A. Com esta amplitude específica de gradiente, os *spins* deste corte apresentam uma frequência precessional de 41,20 MHz quando o gradiente é ligado. Os *spins* nos dois lados do corte têm frequências diferentes porque o gradiente modificou a potência do campo através do tubo do magneto. Sem o gradiente, todos os *spins* precessariam na mesma frequência e, portanto, não seríamos capazes de diferenciá-los. Como foi aplicado um gradiente, no entanto, a frequência de precessão dos *spins* foi alterada através do tubo, de modo que *spins* de diferentes cortes ao longo do eixo Z precessam em frequências diferentes.

Isso é parecido com um diapasão sintonizado para diferentes frequências localizadas através do eixo Z do magneto. Para produzir ressonância e excitar *spins* no corte A, tem de ser aplicado um pulso de excitação de RF equivalente à frequência precessional dos *spins* no corte A, isto é, 41,20 MHz. Desta forma, a ressonância ocorre apenas nos *spins* do corte A; *spins* de outros cortes não sofrem ressonância porque sua precessão ocorre em frequências diferentes. Para produzir o mesmo efeito no corte B (na parte inferior do diagrama) tem de ser aplicado um pulso de excitação de RF com frequência de 43,80 MHz, para produzir ressonância nos *spins* do corte B. Neste exemplo, cortes axiais estão sendo excitados (supondo que o paciente está sobre a mesa de exame em decúbito frontal ou dorsal) pela aplicação do gradiente de seleção de corte durante a aplicação do pulso de excitação.



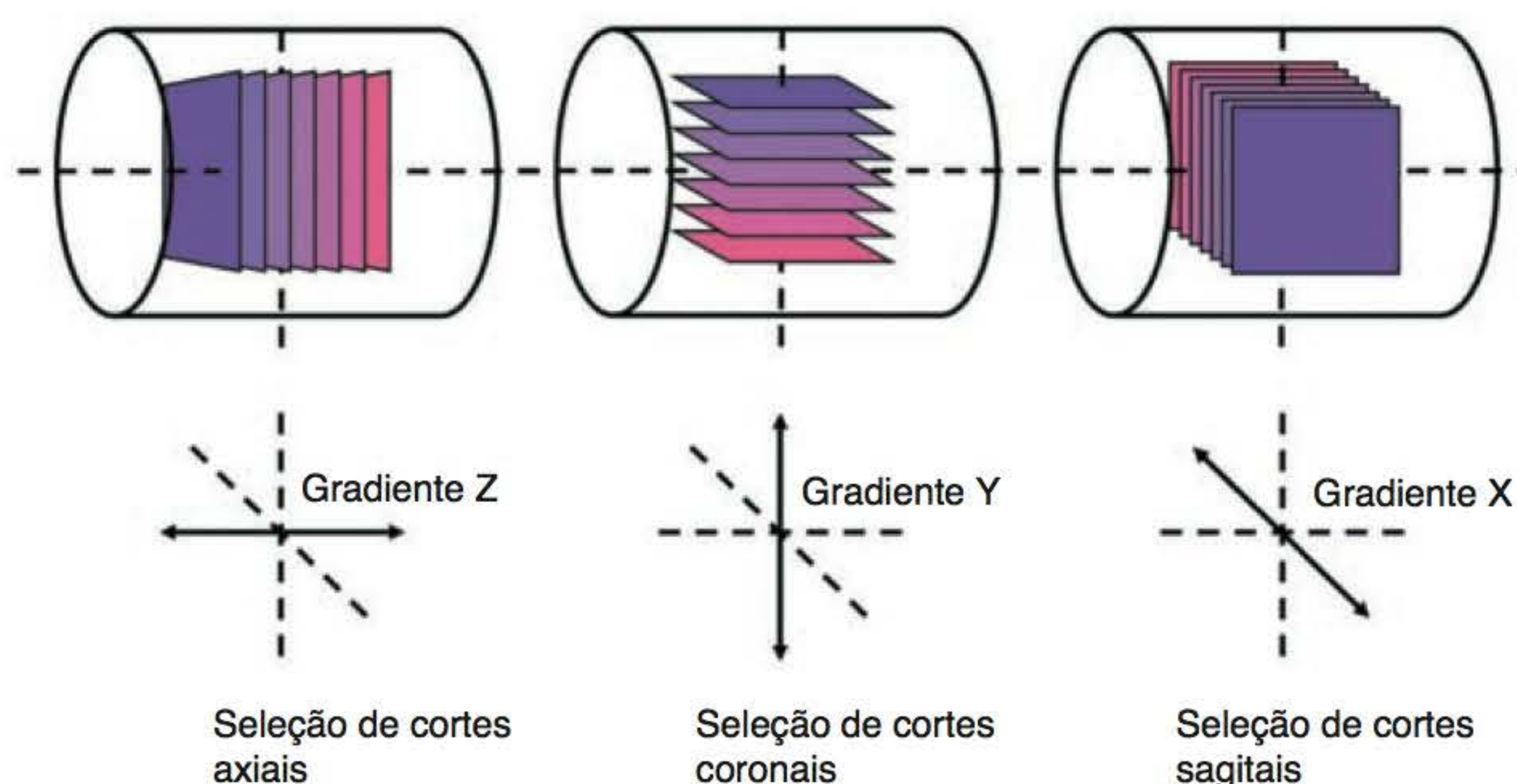


**Figura 3.4** Seleção do corte.

O plano selecionado determina qual dos três gradientes realiza a seleção do corte durante o pulso de excitação (Figura 3.5). Tipicamente, ocorre como descrito a seguir (embora possa variar de acordo com o fabricante)

- O *gradiente Z* altera a potência do campo magnético e a frequência de precessão ao longo do eixo Z do magneto e, portanto, seleciona cortes axiais
- O *gradiente X* altera a potência do campo magnético e a frequência de precessão ao longo do eixo X do magneto e, portanto, seleciona cortes sagitais
- O *gradiente Y* altera a potência do campo magnético e a frequência de precessão ao longo do eixo Y do magneto e, portanto, seleciona cortes coronais
- Cortes oblíquos são selecionados usando a combinação de dois gradientes.





**Figura 3.5** X, Y e Z como selecionadores de corte.

## Espessura do corte

Para dar espessura a cada corte, uma “banda” dos núcleos deve ser excitada por um pulso de excitação. A inclinação do gradiente de seleção do corte estabelece a diferença na frequência precessional entre dois pontos sobre o gradiente. Inclinações maiores resultam em uma grande diferença na frequência de precessão entre dois pontos do gradiente, enquanto inclinações menores resultam em uma pequena diferença na frequência de precessão entre os mesmos dois pontos do gradiente. Uma vez aplicada uma determinada inclinação de gradiente, o pulso de RF transmitido para promover a excitação do corte deve conter uma faixa de frequências que sejam iguais à diferença na frequência de precessão entre dois pontos. Essa faixa de frequência é denominada **largura de banda**, e à medida que o pulso de RF é transmitido a esse ponto ela é especificamente chamada de **largura de banda de transmissão** (Figura 3.6).

- Para obtenção de *cortes finos*, deve ser aplicada uma inclinação maior de seleção de corte e/ou uma largura de banda de transmissão estreita
- Para obtenção de *cortes grossos*, deve ser aplicada uma inclinação menor de seleção de corte e/ou uma largura de banda de transmissão larga.

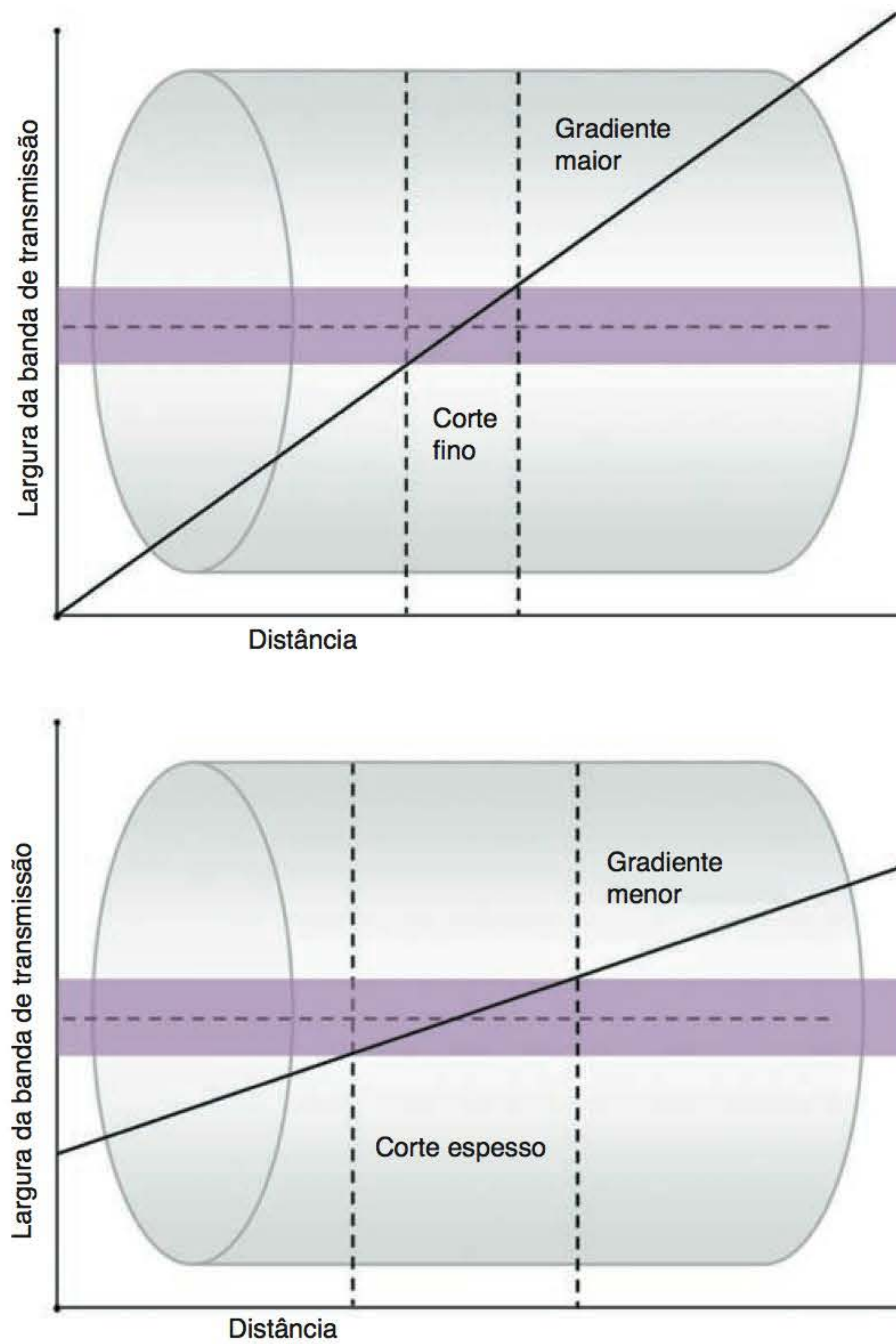
Na prática, o sistema aplica automaticamente tanto a inclinação de gradiente apropriada como a largura da banda de transmissão de acordo com a espessura requerida para o corte. O corte sofre a excitação de um pulso de transmissão de RF na frequência central correspondente à frequência de precessão dos núcleos localizados no meio do corte, e a largura de banda e a inclinação do gradiente determinam a faixa de núcleos que ressonarão em cada um dos lados do centro.

O intervalo (*gap*) entre os cortes é determinado pela inclinação do gradiente e pela espessura do corte. O tamanho do *gap* é importante na redução de artefatos de imagem (veja o Capítulo 7). Em sequências de pulso *spin-eco*, o gradiente de seleção de corte é ligado durante a aplicação do pulso de excitação de  $90^\circ$  e durante o pulso de anulação de  $180^\circ$ , para excitar e anular seletivamente cada corte (Figura 3.7). Em sequências gradiente-eco, o gradiente de seleção de corte é ligado somente durante o pulso de excitação. A importância desse fato será discutida em mais detalhes no Capítulo 6.

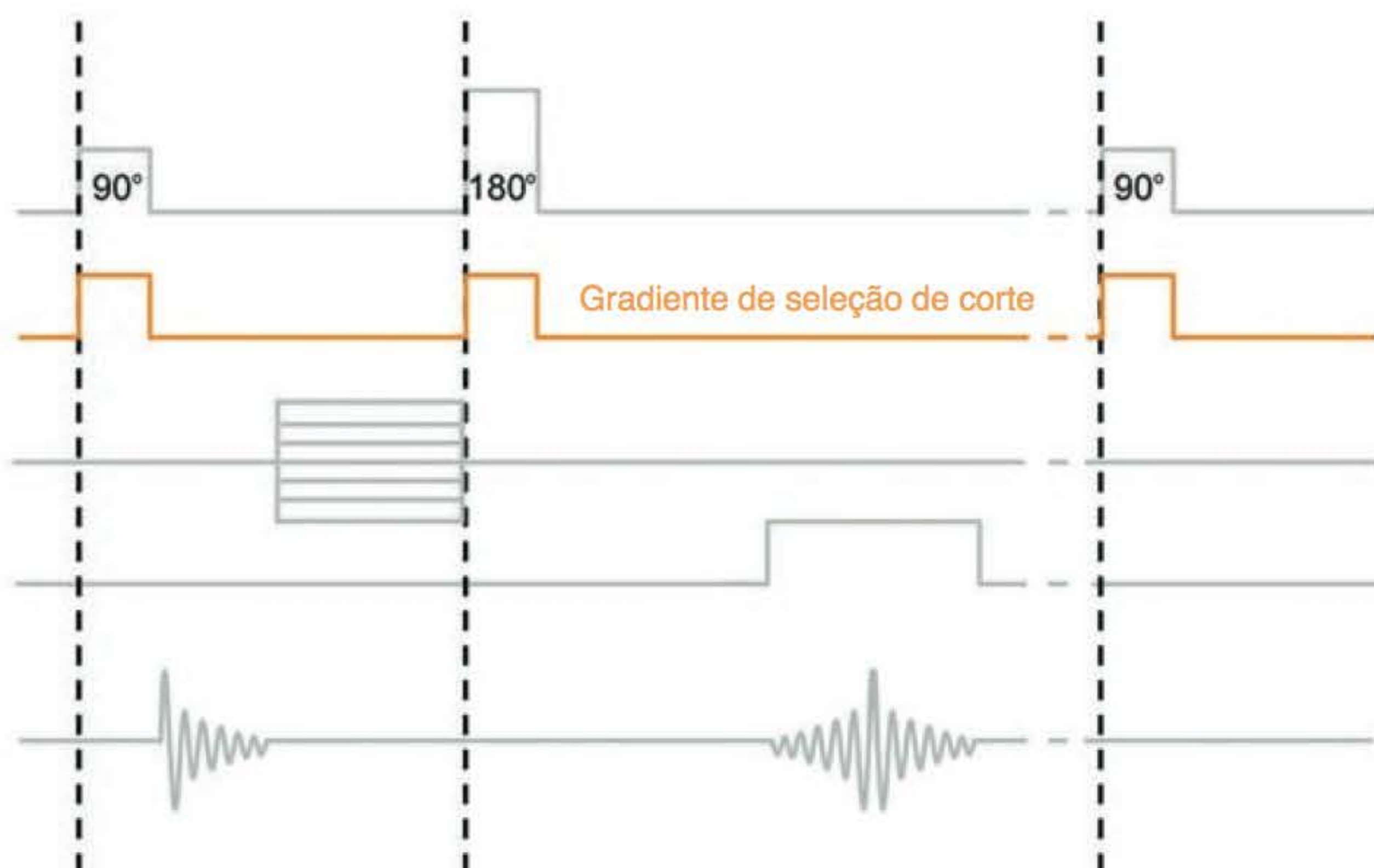
## Codificação da frequência

Uma vez selecionado o corte, o sinal proveniente dele tem de ser localizado ao longo dos dois eixos da imagem. O sinal geralmente está localizado ao longo do eixo anatômico por um processo conhecido como codificação de frequência. Quando o gradiente de codificação de frequência





**Figura 3.6** Largura da banda de transmissão, inclinação do gradiente e espessura do corte.



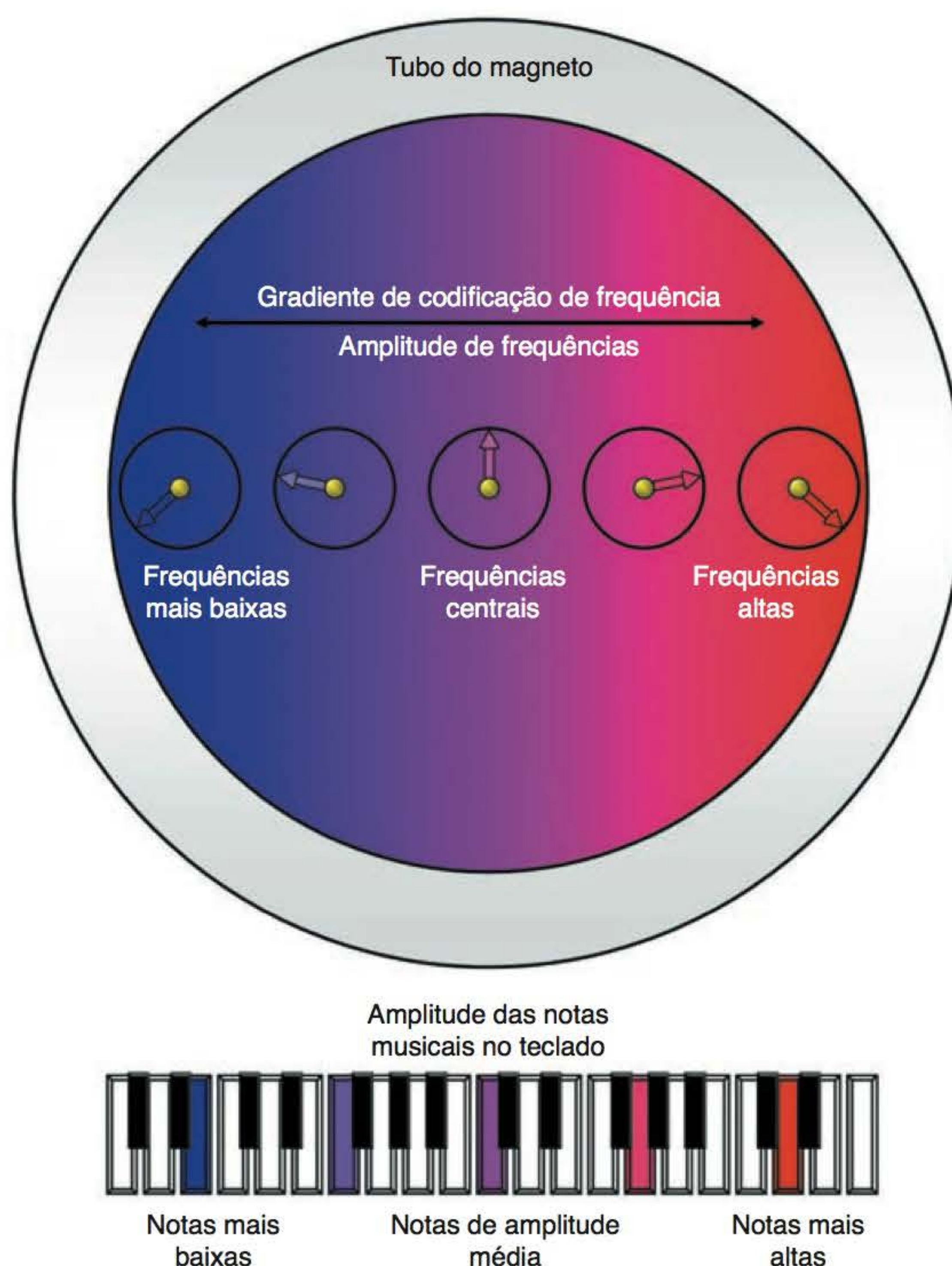
**Figura 3.7** Escala temporal de seleção de cortes em uma sequência de pulso.



está ligado, a potência do campo magnético, e portanto a frequência de precessão do sinal ao longo do eixo do gradiente, é alterada linearmente. Sendo assim, o gradiente produz uma diferença de frequência ou *shift* do sinal ao longo do seu eixo. O sinal pode agora ser localizado ao longo do eixo do gradiente de acordo com sua frequência (Figura 3.8).

O operador consegue selecionar a direção da codificação de frequência de maneira que codifique o sinal ao longo do eixo longo anatômico. Uma consulta às imagens no Capítulo 2 pode ajudar a determinar qual gradiente foi usado para cada uma das funções de codificação espacial. Lembre-se de que o paciente geralmente está deitado em decúbito dorsal ao longo do eixo Z quando está sobre a mesa (em um sistema supercondutor). Seguindo-se este padrão, é fácil descobrir os eixos anatômicos longitudinal e transversal (curto).

- Em imagens nos planos *coronal* e *sagital*, o eixo anatômico longitudinal fica ao longo do eixo Z do magneto, e, portanto, o *gradiente Z* realiza a codificação de frequência
- Em imagens no plano *axial*, o eixo anatômico longitudinal geralmente fica ao longo do eixo horizontal do magneto, e, portanto, o *gradiente X* realiza a codificação de frequência. Entretanto, para obtenção de imagens da cabeça, o eixo anatômico longitudinal geralmente está ao longo do eixo anteroposterior do magneto, e, nesses casos, o *gradiente Y* realiza a codificação de frequência.



**Figura 3.8** Codificação de frequência.



## Saiba mais: a analogia com o teclado

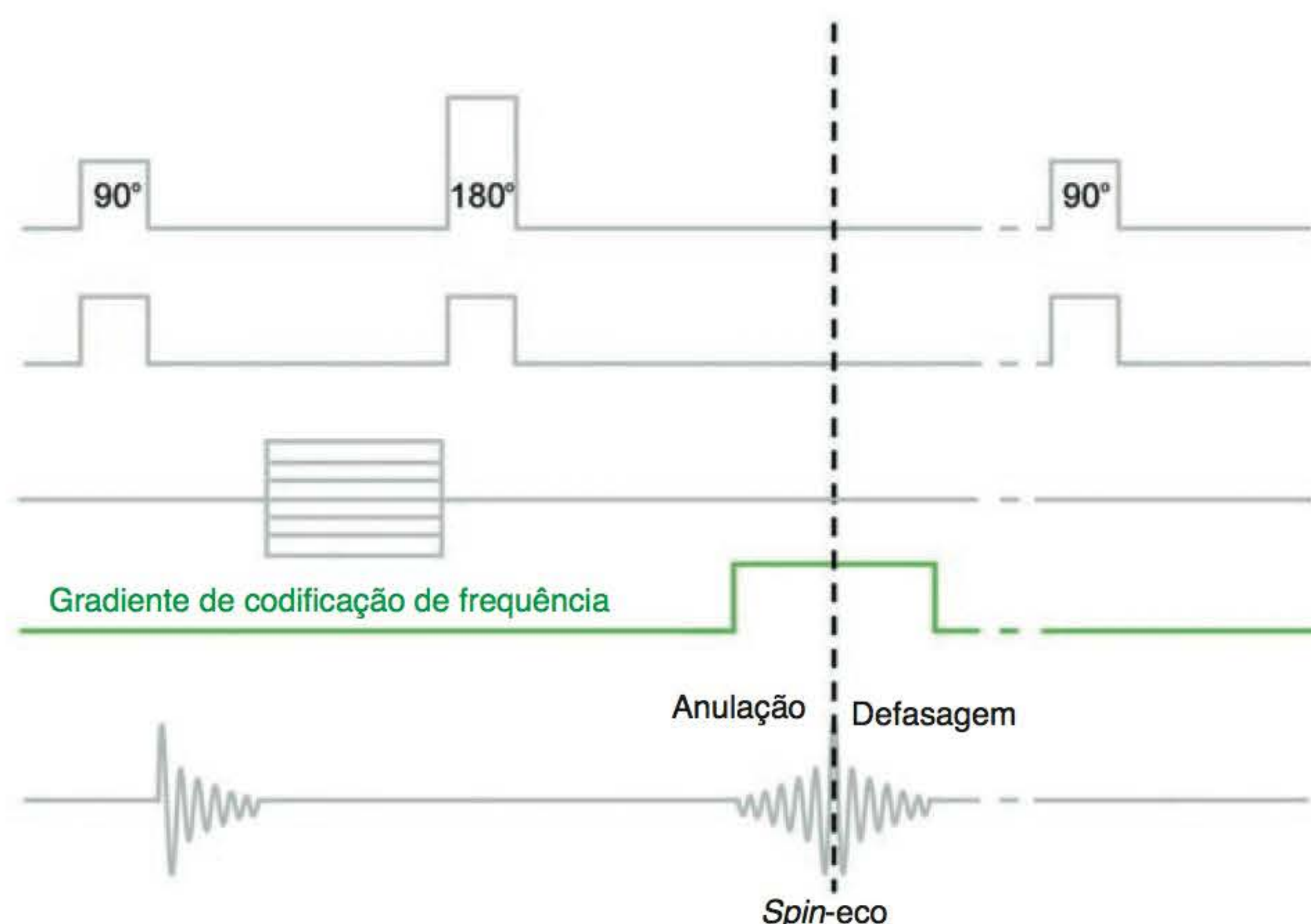
Dentro do eco existem muitas frequências diferentes. Isso ocorre porque inicialmente os *spins* de uma faixa de frequência são excitados e sofrem refasagem em cada corte. É isso que confere espessura ao corte. Além do mais, o gradiente de codificação em fase provoca uma mudança de fase através do corte, que permanece quando o gradiente é desligado. Finalmente, a aplicação de um gradiente de codificação de frequência provoca uma alteração de frequência através do eixo remanescente do corte. Essa mudança de frequência depende da localização espacial das frequências ao longo do gradiente de codificação de frequência.

De certa maneira, o resultado é similar ao teclado de um piano. Cada tecla é afinada de modo a produzir uma nota específica quando é pressionada. As diferentes notas são caracterizadas pelo fato de que ressoam a corda do piano em diferentes frequências de modo que a nota A (a nota musical “lá”), por exemplo, tem uma frequência diferente da nota B (a nota musical “si”). Cada nota tem uma posição ou localização espacial diferente no teclado. Pianistas experientes, quando escutam uma determinada nota musical, sabem que tecla está sendo pressionada e onde ela se localiza no teclado. Em outras palavras, conseguem localizar espacialmente a tecla por sua frequência. Essa é a base da codificação espacial.

O gradiente de codificação de frequência é ligado quando o sinal é recebido e frequentemente é denominado **gradiente de leitura** (*readout*). O eco geralmente está centralizado no meio do gradiente de codificação de frequência, de modo que o gradiente está ligado durante a parte de refasagem e defasagem do eco e o pico (Figura 3.9). Tipicamente, o gradiente de codificação de frequência fica ligado por 8 ms, durante 4 ms da refasagem e 4 ms da defasagem do eco. A inclinação do gradiente de codificação de frequência determina o tamanho da anatomia coberta ao longo do eixo de codificação de frequência durante o exame. Isso é chamado de **campo de visão** (**CDV** ou **FOV**, da sigla em inglês, *field of view*).

## Codificação de fase

O sinal agora tem de ser localizado ao longo do eixo transversal remanescente da imagem; essa localização do sinal é denominada codificação de fase. Quando o gradiente de codificação de fase é ligado, a potência do campo magnético e a frequência de precessão dos núcleos ao longo



**Figura 3.9** Escala temporal de codificação de frequência em uma sequência de pulso.



do eixo do gradiente são alteradas. À medida que a velocidade de precessão dos núcleos se altera, o mesmo ocorre com a fase acumulada dos momentos magnéticos ao longo de sua trajetória precessional. Os núcleos que aceleraram devido ao gradiente movem-se ainda mais para frente em sua trajetória precessional do que se o gradiente não tivesse sido aplicado. Os núcleos que desaceleraram devido ao gradiente movem-se ainda mais para trás em sua trajetória precessional do que se o gradiente não tivesse sido aplicado.

## Saiba mais: codificação de fase e a analogia com o relógio



A analogia com o relógio descrita no Capítulo 1 é uma maneira bem simples de compreender como funciona a codificação de fase. Imagine um relógio marcando 12 h. Tanto o ponteiro das horas quanto o ponteiro dos minutos estão localizados sobre o número 12 do mostrador. Suponha que a posição do ponteiro das horas nesse ponto equivale à fase de um momento magnético de um núcleo em  $B_0$ . Quando o gradiente de codificação de fase está ligado, a potência do campo magnético, a frequência de precessão e a fase dos momentos magnéticos dos núcleos mudam de acordo com sua posição ao longo do gradiente. Os momentos magnéticos dos núcleos que sofrem a influência de um campo magnético mais forte ganham fase, isto é, movem-se para diante no mostrador do relógio até, digamos, 4 h, porque o fazem mais rápido enquanto o gradiente está ligado. Os momentos magnéticos dos núcleos que sofrem a influência de um campo magnético mais fraco perdem fase, isto é, movem-se para trás no mostrador do relógio até, digamos, 8 h, porque o fazem mais devagar enquanto o gradiente está ligado. Momentos magnéticos no isocentro não sofrem a influência da alteração na potência do campo magnético e sua fase permanece inalterada, isto é, em 12 h (Figura 3.10).

Agora existe uma diferença de fase ou *shift* entre os momentos magnéticos dos núcleos posicionados ao longo do eixo do gradiente. Quando o gradiente de codificação de fase está desligado, a potência do campo magnético que incide sobre os núcleos retorna à potência do campo principal  $B_0$  e, desse modo, a frequência precessional de todos os núcleos retorna à frequência de Larmor. Entretanto, a diferença de fase entre os núcleos permanece. Os núcleos movem-se na mesma velocidade (frequência) em torno de suas trajetórias precessionais, mas suas fases, ou posições no mostrador do relógio, são diferentes porque um gradiente foi anteriormente aplicado. Essa diferença de fase entre os núcleos é usada para determinar sua posição ao longo do gradiente de codificação de fase.

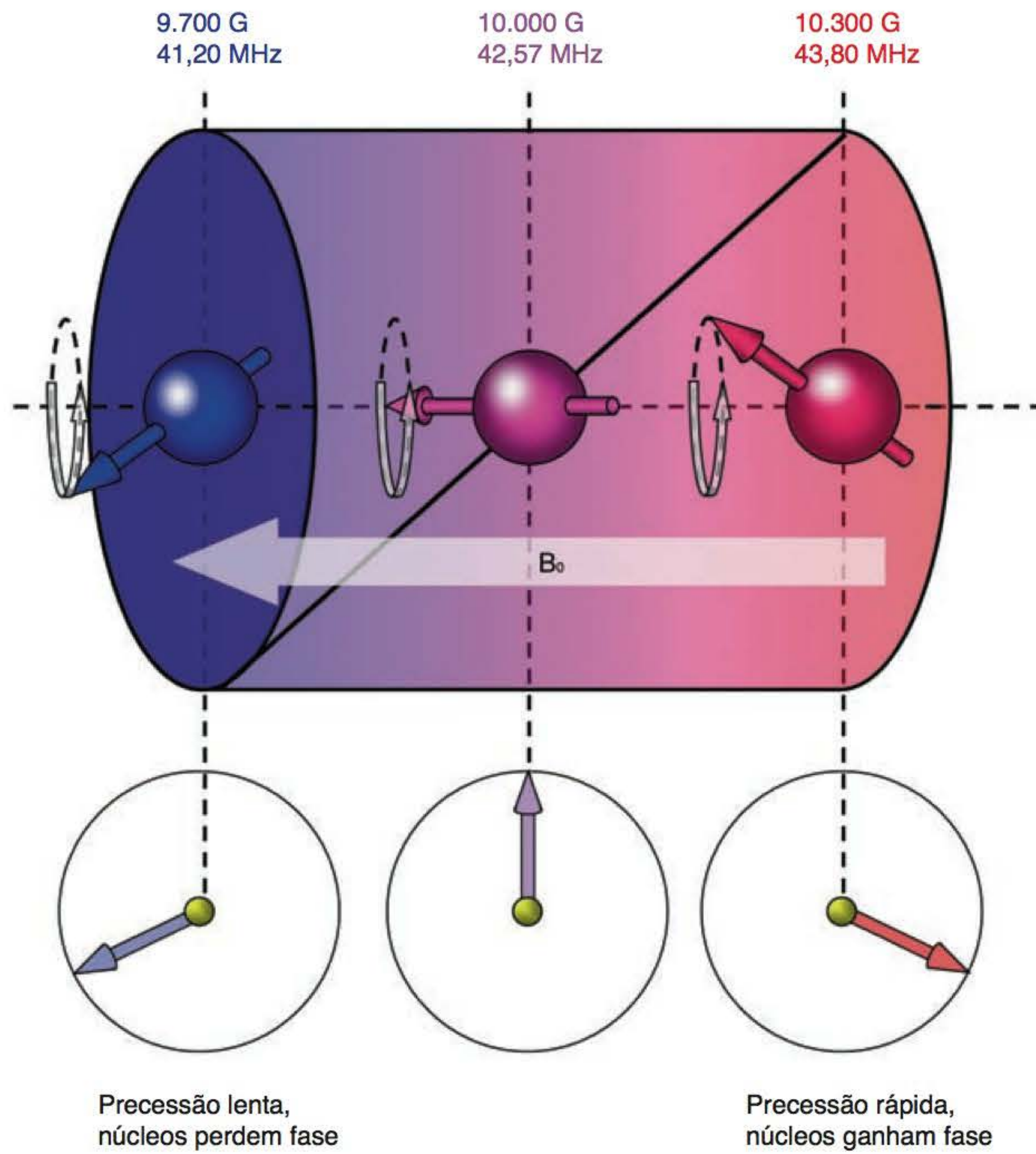
O gradiente de codificação de fase geralmente é ligado após a aplicação do pulso de excitação (Figura 3.11). A inclinação do gradiente de codificação de fase determina o grau de *shift* da fase entre dois pontos ao longo do gradiente (Figura 3.12).

Um gradiente de codificação de fase com inclinação grande provoca um *shift* da fase entre dois pontos ao longo do gradiente, por exemplo, 8 e 4 h, enquanto um gradiente de codificação de fase com inclinação pequena provoca um *shift* da fase menor entre os mesmos dois pontos ao longo do gradiente, por exemplo, 10 h e 2 h, como mostrado na Figura 3.12.

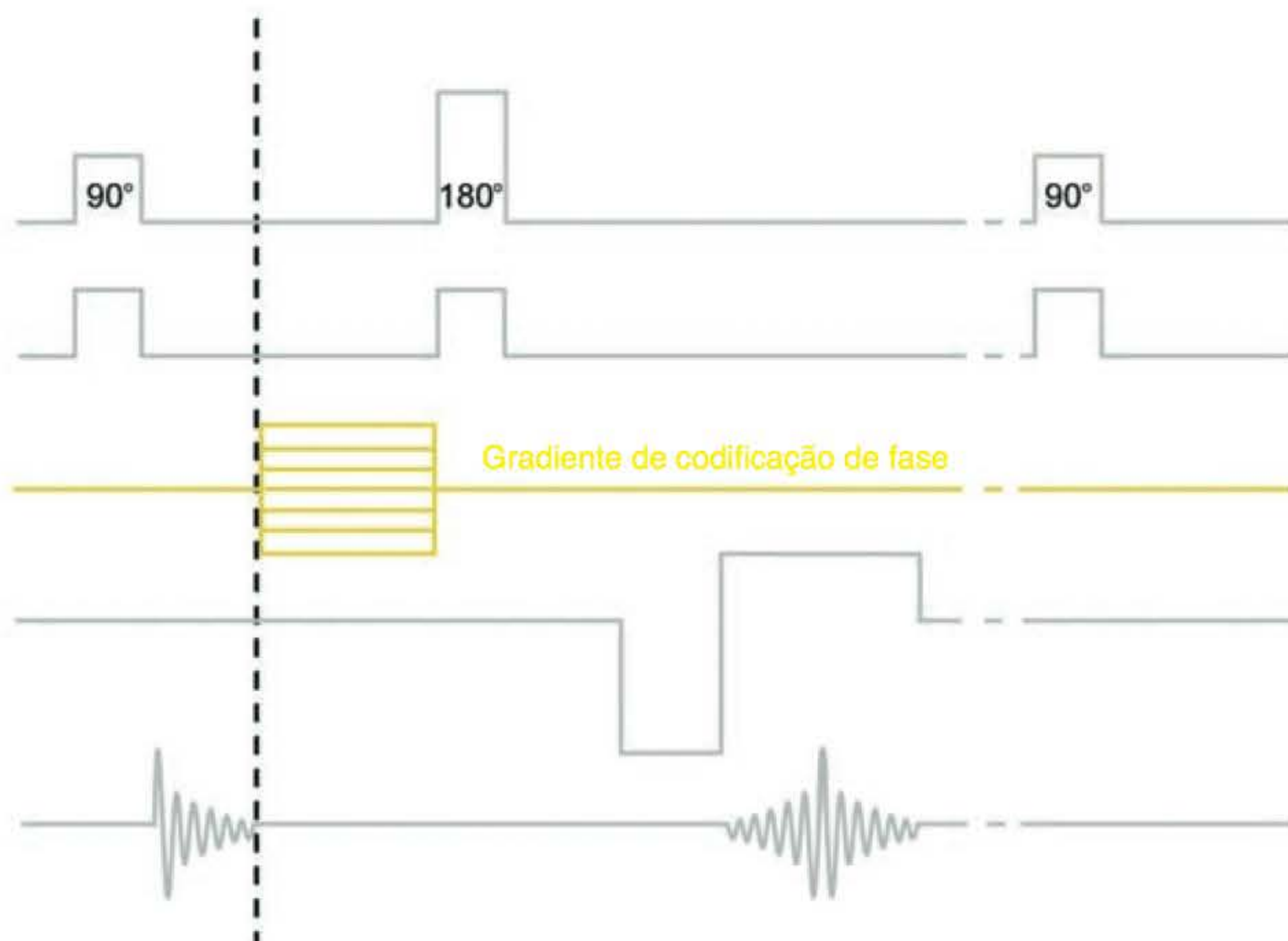
A Figura 3.13, a Tabela 3.2 e a lista a seguir resumem os conceitos essenciais da codificação espacial.

- O gradiente de codificação de fase altera a fase ao longo do eixo remanescente da imagem, que geralmente é o eixo anatômico transversal
- Em imagens no plano coronal, o eixo anatômico transversal geralmente se posiciona ao longo do eixo horizontal do magneto, e, portanto, o gradiente X realiza a codificação de fase
- Em imagens no plano sagital, o eixo anatômico transversal fica ao longo do eixo vertical do magneto, e, portanto, o gradiente Y realiza a codificação de fase
- Em imagens no plano axial, o eixo anatômico transversal geralmente fica ao longo do eixo vertical do magneto, e, portanto, o gradiente Y realiza a codificação de fase. Entretanto, para obtenção de imagens da cabeça, o eixo anatômico transversal geralmente está ao longo do eixo horizontal do magneto, e, assim, nesses casos, o gradiente X realiza a codificação de fase.





**Figura 3.10** Codificação de fase.



**Figura 3.11** Escala temporal de codificação de fase em uma sequência de pulso.



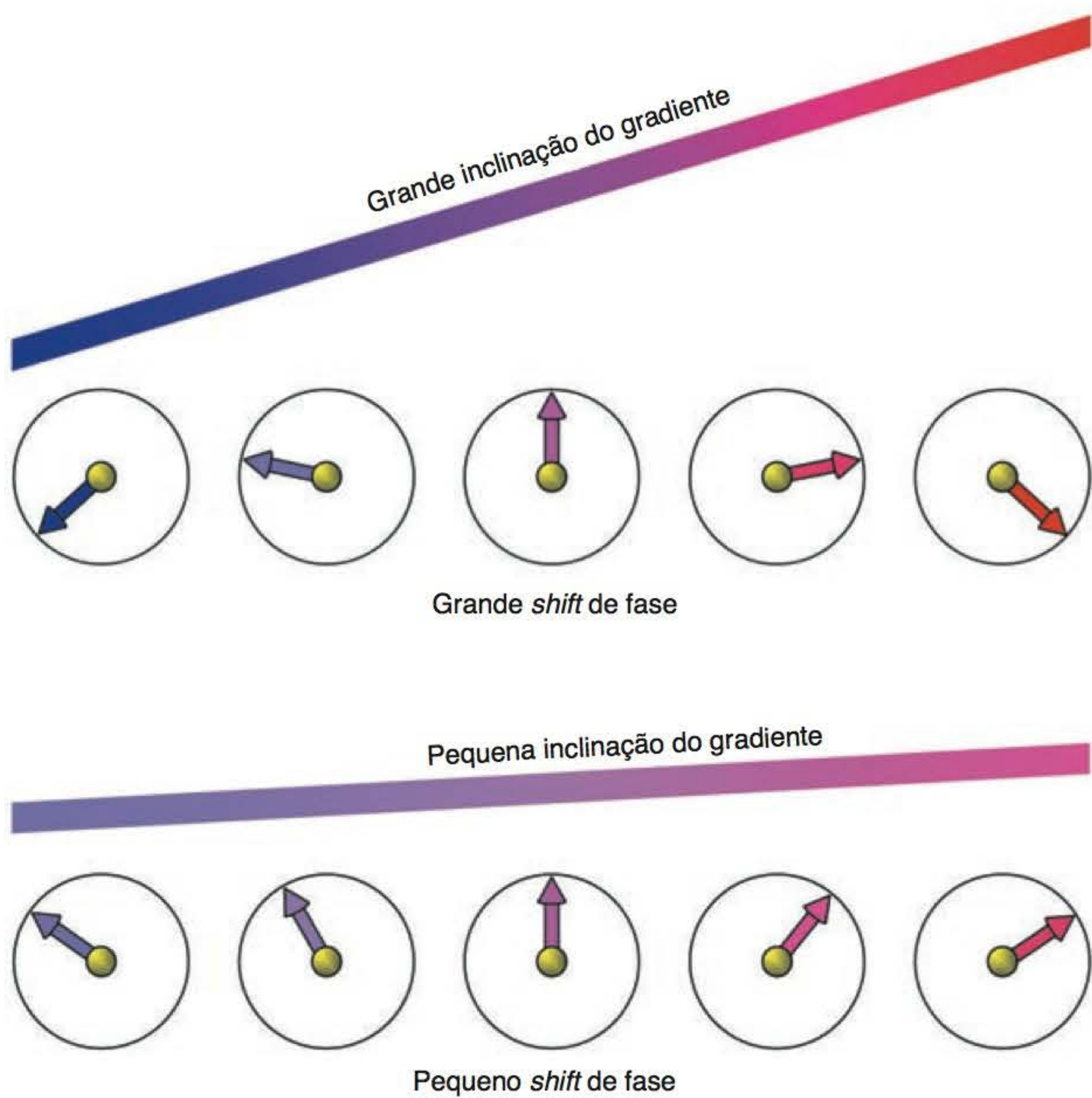


Figura 3.12 Gradientes de fase com inclinação grande e pequena.

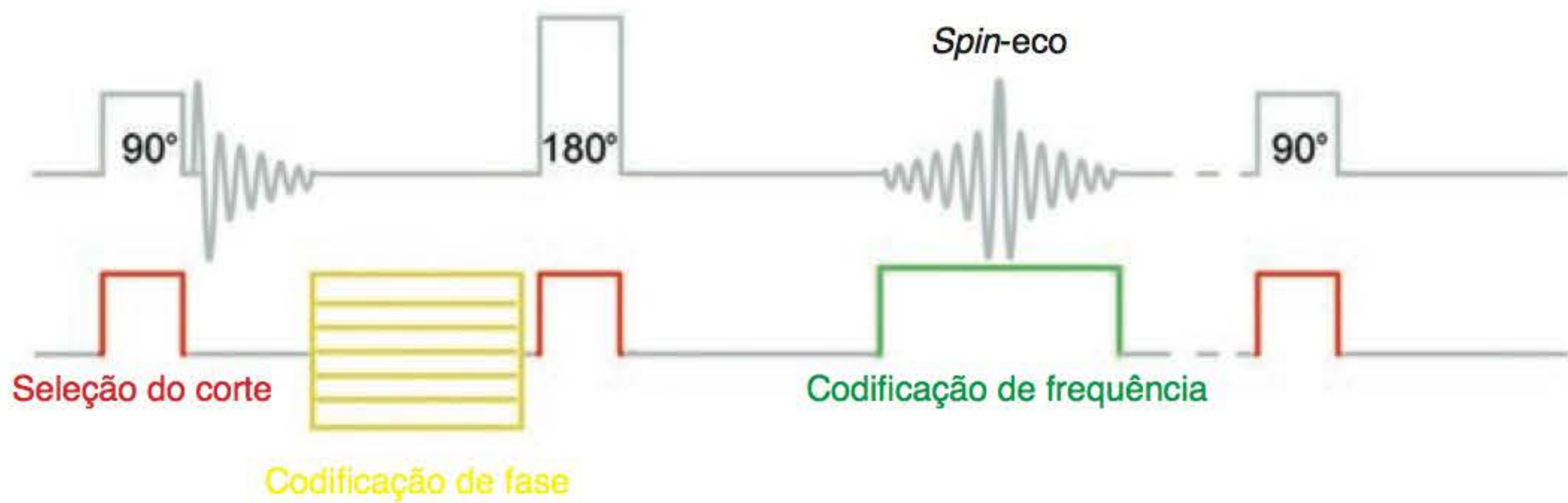


Figura 3.13 Escala temporal de gradiente em uma sequência de pulso spin-eco.

Tabela 3.2 Eixos do gradiente na imagem ortogonal (podem variar de acordo com o fabricante).

Plano	Seleção do corte	Codificação de fase	Codificação de frequência
Sagital	X	Y	Z
Axial (corpo)	Z	Y	X
Axial (cabeça)	Z	X	Y
Coronal	Y	X	Z



## Saiba mais: empregando a analogia com o relógio para entender a codificação espacial



A analogia do relógio é um bom modo de lembrar como os gradientes realizam a codificação. Imagine duas pessoas portando relógios sincronizados que marcam a hora certa. Eles entram em uma sala de RM por 15 min. O campo magnético do aparelho afeta a marcação das horas porque magnetiza os ponteiros dos relógios. A pessoa que se encontra posicionada mais perto do magneto é mais afetada porque ali o campo magnético é mais forte. A pessoa posicionada mais longe é menos afetada porque a força do campo é menor naquele local.

Se eles saírem da sala e não mais sofrerem a influência do campo magnético, uma pessoa estranha seria capaz de dizer qual dos dois se encontrava mais próximo ao magneto e qual deles estava mais longe simplesmente olhando para seus relógios. Isso acontece porque os ponteiros do relógio da pessoa que estava mais perto do magneto estariam mais fora de fase em relação ao tempo sincronizado do que o relógio da pessoa que se encontrava mais distante. Em outras palavras, esse observador utilizaria a frequência e o *shift* da fase dos ponteiros do relógio, produzidos como resultado da aplicação de um campo magnético, para codificar espacialmente as posições relativas de cada pessoa que se encontrava na sala de ressonância.

61

### Resumo

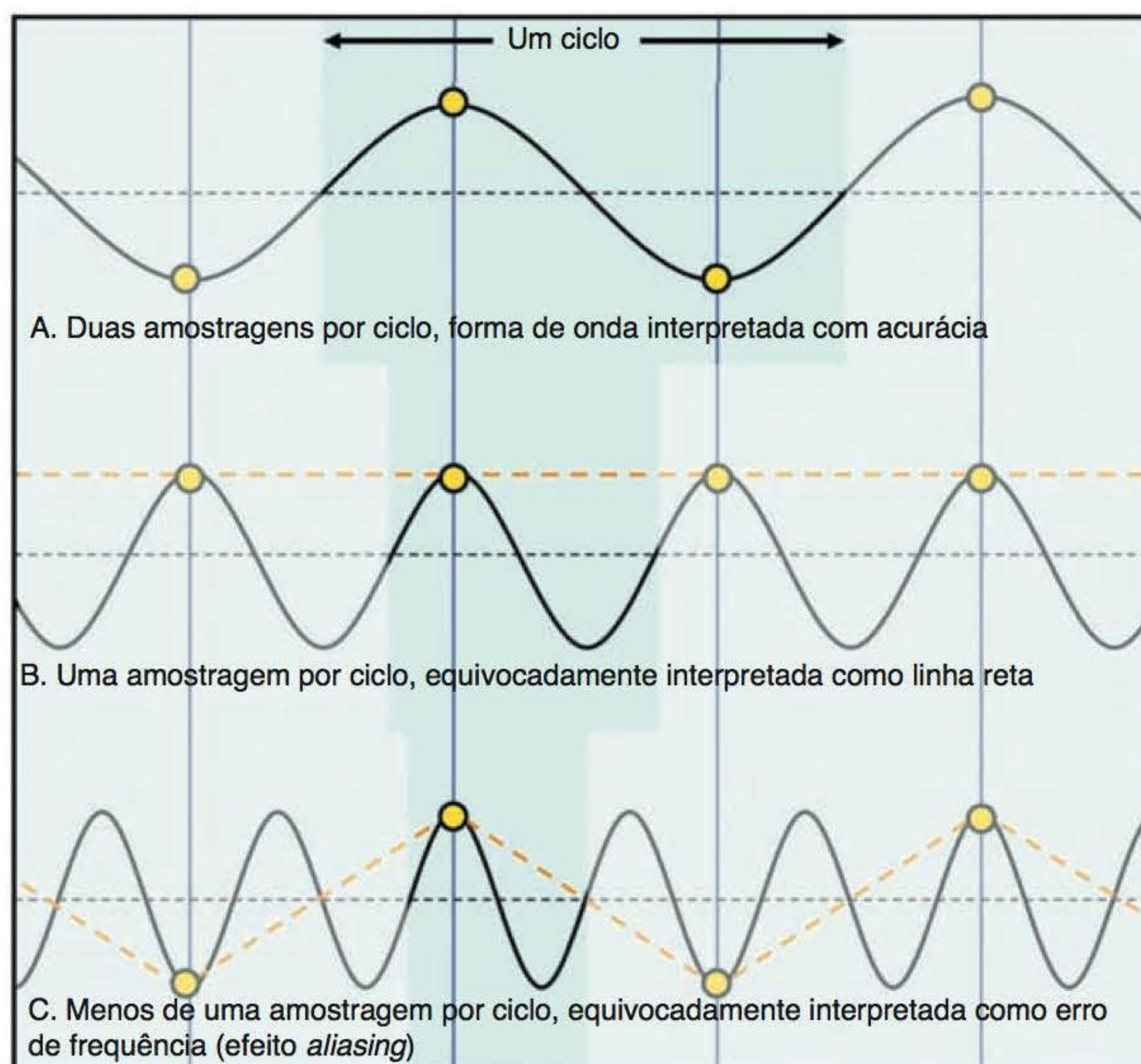
- O gradiente de seleção de corte é ligado durante os pulsos de  $90^\circ$  e  $180^\circ$  em sequências de pulso *spin-eco*, e durante o pulso de excitação somente em sequências de pulso gradiente-eco
- A inclinação do gradiente de seleção do corte determina a sua espessura e o seu intervalo (*gap*) (juntamente com a largura da banda de transmissão)
- O gradiente de codificação de fase é ligado após o pulso de excitação
- A inclinação do gradiente de codificação de fase determina o grau de diferença ou *shift* da fase ao longo do eixo de codificação de fase. Isso determina a matriz de fase (*veja* mais adiante)
- O gradiente de codificação de frequência é ligado durante a coleta de sinal (eco)
- A amplitude do gradiente de codificação de frequência determina a frequência de dimensão do FOV
- A escala temporal de todas essas funções de gradiente durante uma sequência de pulso é mostrada na Figura 3.14.

### Amostragem

Este é um assunto complexo e você pode precisar de algum tempo para aprender. No entanto, é importante assimilar este conceito, pois ele influencia diversos parâmetros de seleção no console do equipamento.

O gradiente de codificação de frequência é ligado enquanto o sistema faz a leitura das frequências presentes no sinal e faz sua amostragem ou digitalização. Portanto, algumas vezes é chamado de gradiente de leitura. A duração do gradiente de leitura é chamada de **tempo de amostragem** ou **janela de aquisição** (a partir de agora chamada simplesmente de *janela de aquisição*). Cada vez que uma amostra é tomada, ela é armazenada como um **dado** (*data point*). Durante a janela de aquisição, o sistema toma amostras ou digitaliza frequências até 2.048 tempos diferentes (com utilização da tecnologia atual) e assim adquire até 2.048 dados. A **taxa de amostragem** ou **frequência de amostragem** (a partir de agora chamadas simplesmente de *frequência de amostragem*) é a taxa na qual as frequências são amostradas ou digitalizadas durante a janela de aquisição *por segundo*, isto é, o número de amostras ou dados que são adquiridos por segundo. Portanto, esse parâmetro usa a unidade Hz, isto é, se um dado é adquirido por segundo, a fre-





**Figura 3.14** Teorema de Nyquist.

quência de amostragem é de 1 Hz. O número de dados coletados durante a janela de aquisição é determinado pela matriz de frequência, de maneira que se a matriz de frequência é 256, então serão adquiridos 256 dados durante a janela de aquisição. Portanto, a frequência de amostragem, a matriz de frequência e a duração da janela de aquisição estão relacionadas uma à outra.

A frequência de amostragem, portanto, determina quantos dados podem ser adquiridos durante a janela de aquisição e, portanto, qual é a matriz de frequência que pode ser alcançada. Por isso, é importante que os três parâmetros (frequência de amostragem, matriz de frequência e janela de aquisição) sejam adequadamente selecionados pelo operador. A matriz de frequência obviamente é um parâmetro selecionado pelo usuário, mas o que dizer da frequência de amostragem e da janela de aquisição? Como selecionamos esses parâmetros e quais devem ser esses valores?

## Frequência de amostragem

Primeiramente, examinemos mais de perto a frequência de amostragem. Já aprendemos que ela determina o número de amostras tomadas ou os dados adquiridos por segundo. Portanto, ela também determina o intervalo de tempo entre cada amostra. Isso é chamado de **intervalo de amostragem** e é calculado da seguinte forma:

$$\text{Intervalo de amostragem} = 1/\text{frequência de amostragem}.$$

Aplicando a analogia do velocista:

$$\text{Intervalo de amostragem} = 1/1 \text{ fotografia por segundo} = 1 \text{ segundo},$$

ou seja, o intervalo de tempo entre cada fotografia que está sendo tirada é de 1 s.

Se a frequência de amostragem aumentar, então, pela equação anterior é fácil perceber que o intervalo de amostragem diminui, isto é, o intervalo de tempo entre cada fotografia fica menor,



## Saiba mais: a amostragem e a analogia com o velocista

Esse conceito complexo talvez seja mais bem compreendido se utilizarmos a analogia a seguir. Imagine que pediram a você que tirasse um determinado número de fotografias de um velocista durante a corrida. Você teria que saber o seguinte antes de começar:

- quantas fotografias precisa tirar no total?
- quantas fotografias por segundo sua câmera consegue tirar?
- qual é a distância total da corrida?

Cada fotografia equivale a um dado na medida em que efetivamente é uma amostra ou medida mostrando a posição dos braços e pernas do corredor em um ponto determinado desta corrida.

- O número de fotografias que você tem no final da corrida equivale à *matriz de frequência* (veja mais adiante)
- O tempo que você tem disponível para tirar as fotografias equivale à duração da corrida. E isso é equivalente à *janela de aquisição*
- A quantidade de fotografias por segundo tiradas por você é equivalente à *frequência de amostragem*.

Por exemplo, se a frequência de amostragem for de 1 fotografia/s e a corrida durar 10 s, podem ser tiradas 10 fotografias; então, usando esse exemplo, teríamos uma matriz de frequência de 10, sendo:

- a amostragem de frequência é de 1/s (1 Hz)
- o número de amostras tomadas é de 10
- a janela de aquisição é de 10 s.

de modo que seremos capazes de tirar 10 fotografias em um período de tempo muito mais curto. Por exemplo, se utilizarmos uma câmera que poderia tirar 2 fotografias/segundo, então o intervalo de amostragem seria de 0,5 s e nós conseguiríamos tirar 10 fotografias em 5 segundos em vez de 10 segundos.

Em RM, a frequência de amostragem é determinada pelo **teorema de Nyquist**. Esse teorema nos mostra quão rápida a amostragem de uma frequência ou frequências deve ser para que seja digitalizada com acurácia. Um eco contém diferentes frequências, algumas das quais representam sinais de frequência e outras que representam ruídos (veja o Capítulo 4). O teorema de Nyquist afirma que quando digitalizamos um sinal com faixas de frequências análogas (as frequências são representadas como formas de onda), a frequência mais alta deve ser amostrada pelo menos duas vezes mais rápido para poder ser digitalizada com acurácia. Em outras palavras, a frequência de amostragem tem de ser de, no mínimo, duas vezes a frequência mais alta do sinal.

Observe a Figura 3.14. A amostragem uma vez por ciclo, ou na mesma frequência que a frequência que estamos tentando digitalizar, resulta na representação de uma linha reta ou ausência de frequência nos dados (meio do diagrama). A amostragem de menos de uma vez por ciclo representa uma frequência totalmente incorreta, que leva a um artefato chamado **aliasing** ou **fold-over**, ou retroprojeção (mostrado na parte de baixo do diagrama) (veja o Capítulo 7). A amostragem duas vezes por ciclo, ou duas vezes a frequência que tentamos digitalizar, resulta na correta representação dessa frequência nos dados (mostrado no alto do diagrama). Sempre que a frequência mais alta presente for amostrada duas vezes, ela será representada corretamente nos dados. Frequências mais baixas são amostradas mais vezes na mesma frequência de amostragem, e também são representadas de maneira precisa nos dados.

Portanto, poderia-se supor que, quanto maior, melhor a frequência de amostragem, uma vez que significaria uma representação mais precisa das frequências análogas originais. Entretanto, devido a restrições de tempo, a frequência de amostragem deve ser limitada; ela deve ser mantida em apenas duas vezes a frequência mais alta no eco. Com isso evita-se a ocorrência de artefato **aliasing**, e, ao mesmo tempo, a amostragem é feita em um período de tempo eficiente. A fre-



quência de amostragem, portanto, determina a frequência máxima que pode ser amostrada. Essa frequência máxima é chamada de **frequência de Nyquist**. Desta maneira, se o teorema de Nyquist for cumprido, teremos:

$$\text{Intervalo de amostragem} = 2 \times \text{frequência de Nyquist.}$$

64

A frequência de amostragem, no entanto, não é um parâmetro que podemos selecionar diretamente no console do equipamento de RM, mas é possível selecionar outro parâmetro que, quando o teorema de Nyquist é obedecido, apresenta o mesmo *valor numérico* que a frequência de amostragem. Isso é chamado de **largura da banda de recepção**. A largura da banda de recepção representa a faixa de frequências que queremos amostrar ou digitalizar durante a leitura. A largura da banda é estabelecida pela aplicação de um filtro no gradiente de codificação de frequência. Isso é conseguido selecionando-se uma frequência central e definindo os limites superior e inferior das frequências a serem digitalizados em qualquer lado da frequência central do eco. Portanto, uma largura de banda de recepção de 32 KHz representa 16 KHz acima da frequência de centro até 16 KHz abaixo da frequência de centro. Portanto, se o teorema de Nyquist for obedecido, temos:

$$\text{Largura da banda de recepção} = 2 \times \text{a frequência mais alta (frequência de Nyquist).}$$

Por conseguinte, quando a amostragem ocorre exatamente duas vezes por ciclo (ou seja, obedecendo ao teorema de Nyquist), a largura de banda de recepção e a frequência de amostragem são iguais a duas vezes a frequência de Nyquist. Portanto, embora a largura da banda de recepção e a frequência de amostragem sejam diferentes, é dado a elas o mesmo valor numérico, e, como a largura de banda de recepção é um parâmetro que pode ser selecionado pelo usuário, ela pode ser usada para determinar a frequência de amostragem.

Por exemplo, se a largura da banda de recepção for de 32 KHz, a frequência de Nyquist é de 16 KHz. Se o teorema de Nyquist for obedecido, a frequência de amostragem tem de ser de 32 KHz ( $16 \text{ KHz} \times 2$ ). Uma frequência de amostragem de 32 KHz significa que são adquiridas 32 mil amostras ou dados por segundo. Isso significa que um dado é adquirido a cada 0,00003125 s (intervalo de amostragem).

Quando a largura da banda de recepção é aumentada, a frequência mais alta do eco também aumenta. Para fazer a amostragem desta frequência mais alta de maneira acurada, a frequência de amostragem também precisa aumentar (se isso não ocorrer, o resultado é *aliasing*). Assim, se a largura da banda de recepção for aumentada para 64 KHz, isso significará que a frequência de Nyquist é de 32 KHz e que a frequência de amostragem tem de ser duas vezes este valor, isto é, 64 KHz, que é um valor idêntico ao da largura da banda de recepção. Uma frequência de amostragem de 64 KHz significa que 64 mil são adquiridos por segundo e que, portanto, o intervalo de amostragem se torna muito mais curto (mais curto que a metade de 0,00003125 s). Portanto, seremos capazes de adquirir os dados necessários na metade do tempo normal, isto é, a duração da janela de aquisição cai pela metade. Ocorrerá o contrário se a largura da banda de recepção for diminuída.

## Janela de aquisição

A janela de aquisição não é diretamente selecionada no console do operador. Entretanto, como o eco geralmente ocorre no meio desta janela (ou seja, o pico do eco corresponde ao centro da aplicação do gradiente de codificação de frequência), a duração da janela de aquisição influencia indiretamente o TE (que obviamente é selecionado no console). Por exemplo, se o gradiente de codificação de frequência for ligado para 8 ms (ou seja, a janela de aquisição for de 8 ms), o pico do eco ocorrerá depois de 4 ms. Se a janela de aquisição for aumentada, o gradiente de codificação de frequência será ligado para um tempo maior. Desse modo, o pico do eco ocorrerá depois, aumentando o tempo do pico do eco até o pulso de excitação de RF que o criou (ou seja, TE aumentado). Ocorrerá o contrário se a janela de aquisição for reduzida.



## Saiba mais: a correlação entre TE, largura da banda de recepção e matriz de frequência

A largura da banda de recepção, a matriz de frequência e o TE mínimo que podemos selecionar em um protocolo estão relacionados uns com os outros e têm um impacto significativo sobre os dados de aquisição. Para entendermos melhor, podemos recapitular.

- A largura da banda de recepção determina a faixa ou as frequências que queremos digitalizar durante a janela de aquisição e tem o mesmo valor numérico da frequência de amostragem quando os princípios de Nyquist são aplicados
- A frequência de amostragem determina o número de dados adquiridos por segundo
- A matriz de frequência determina o número de dados que devemos coletar durante a janela de aquisição
- O TE mínimo é afetado pela duração da janela de aquisição porque o eco normalmente ocorre no meio dessa janela.

Suponhamos que desejamos tirar 10 fotografias de nosso velocista, mas com uma câmera que tira apenas uma fotografia a cada 2 segundos, em vez de 1 segundo. Ainda precisamos das 10 fotografias do velocista para descobrir exatamente como ele se movimenta durante a corrida. Uma das maneiras de conseguir isso é dobrando a distância a ser percorrida, isto é, a corrida passa a durar 20 segundos em vez de 10 segundos. O mesmo aconteceria se precisássemos de 20 fotografias em vez de 10 – supondo que tiramos uma fotografia por segundo, precisaríamos dobrar a distância percorrida.

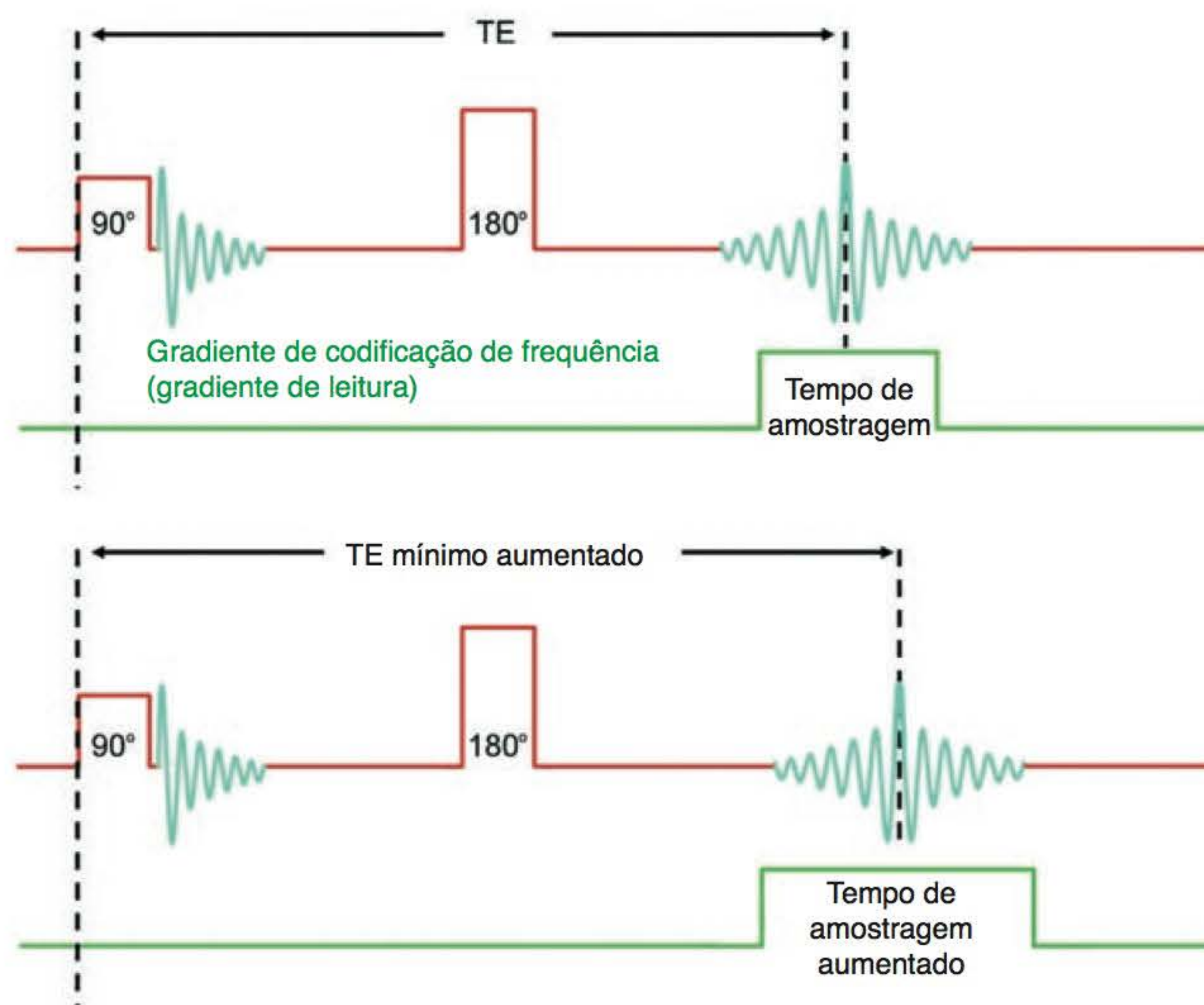
Agora, empreguemos alguns parâmetros reais de RM. Por exemplo, se precisamos de uma matriz de frequência de 256, devemos coletar e armazenar 256 dados durante a janela de aquisição. Se selecionamos uma largura de banda de recepção de 32 KHz, a frequência de amostragem também é de 32 KHz. Isso significa que serão coletados 32.000 dados por segundo. Como o intervalo de amostragem é  $1/\text{frequência de amostragem}$ , um dado é coletado a cada 0,00003125 segundos. Portanto, para a aquisição de 256 dados, a janela de aquisição deve ser de  $256 \times 0,00003125$  ou 8 ms. Sendo assim, o gradiente de codificação de frequência deve ser ligado para 8 ms para permitir tempo suficiente para a aquisição de 256 dados quando é feita uma amostragem a cada 0,00003125 segundos ou a uma frequência de amostragem de 32 KHz.

Se a largura da banda de recepção for cortada pela metade (para 16 KHz), a frequência de amostragem também cairá pela metade para 16 KHz e, assim, teremos a aquisição de 16.000 dados por segundo. Se a janela de aquisição ainda for de 8 ms, somente 128 dados poderão ser coletados em vez dos 256 necessários. Para coleta dos dados necessários nesta largura de banda de recepção, a janela de aquisição precisa ser dobrada para 16 ms e resulta em um aumento de 4 ms no TE mínimo permitido, isto é, o pico do eco se move para ocorrer no meio de uma janela de aquisição mais longa.

Por exemplo, se o TE mínimo era 10 ms usando uma largura de banda de 32 KHz e matriz de frequência de 256, reduzindo pela metade a largura da banda (para 16 KHz), o TE mínimo sobe para 14 ms (Figura 3.15). Há ocasiões em que é desejável alterar a largura da banda de recepção e a alteração resultante no TE se torna significativa. Mais tarde retornaremos a essa discussão.

O aumento da matriz de frequência exerce o mesmo efeito. Seguindo o exemplo acima, se a matriz de frequência for elevada para 512, serão necessários 512 dados e as frequências precisarão ser amostradas 512 vezes durante a janela de aquisição. Se a largura da banda de recepção for mantida em 32 KHz, a janela de aquisição e, portanto, o TE mínimo terão de ser aumentados para obtenção do número de dados necessários. Isso é mostrado com clareza na Tabela 3.3. O erro é mostrado na linha superior, na qual uma janela de aquisição de 8 ms é usada com uma largura de banda de 32 KHz para a aquisição de matriz de frequência de 256. Se a largura de banda for cortada pela metade, não haverá aquisição de dados suficientes (serão adquiridos 128 em vez dos 256 necessários). Para resolver esse problema, a janela de aquisição é dobrada para 16 ms, que aumenta o TE em 4 ms (visto que o pico do eco ocorre no meio da janela de aquisição como mostrado na Figura 3.15). O mesmo ocorrerá se a matriz de frequência necessária for 512. A janela de aquisição precisa ser dobrada para aquisição de 512 dados. Isso também eleva o TE em 4 ms.





**Figura 3.15** Tempo de amostragem (janela de aquisição) e o TE.

**Tabela 3.3** Largura da banda de recepção, janela de aquisição e matriz de frequência.

Matriz de frequência	Largura da banda de recepção	Janela de aquisição
256	32 KHz	8 ms
128	16 KHz	8 ms
256	16 KHz	16 ms
512	32 KHz	16 ms

## COLETA DE DADOS E FORMAÇÃO DA IMAGEM

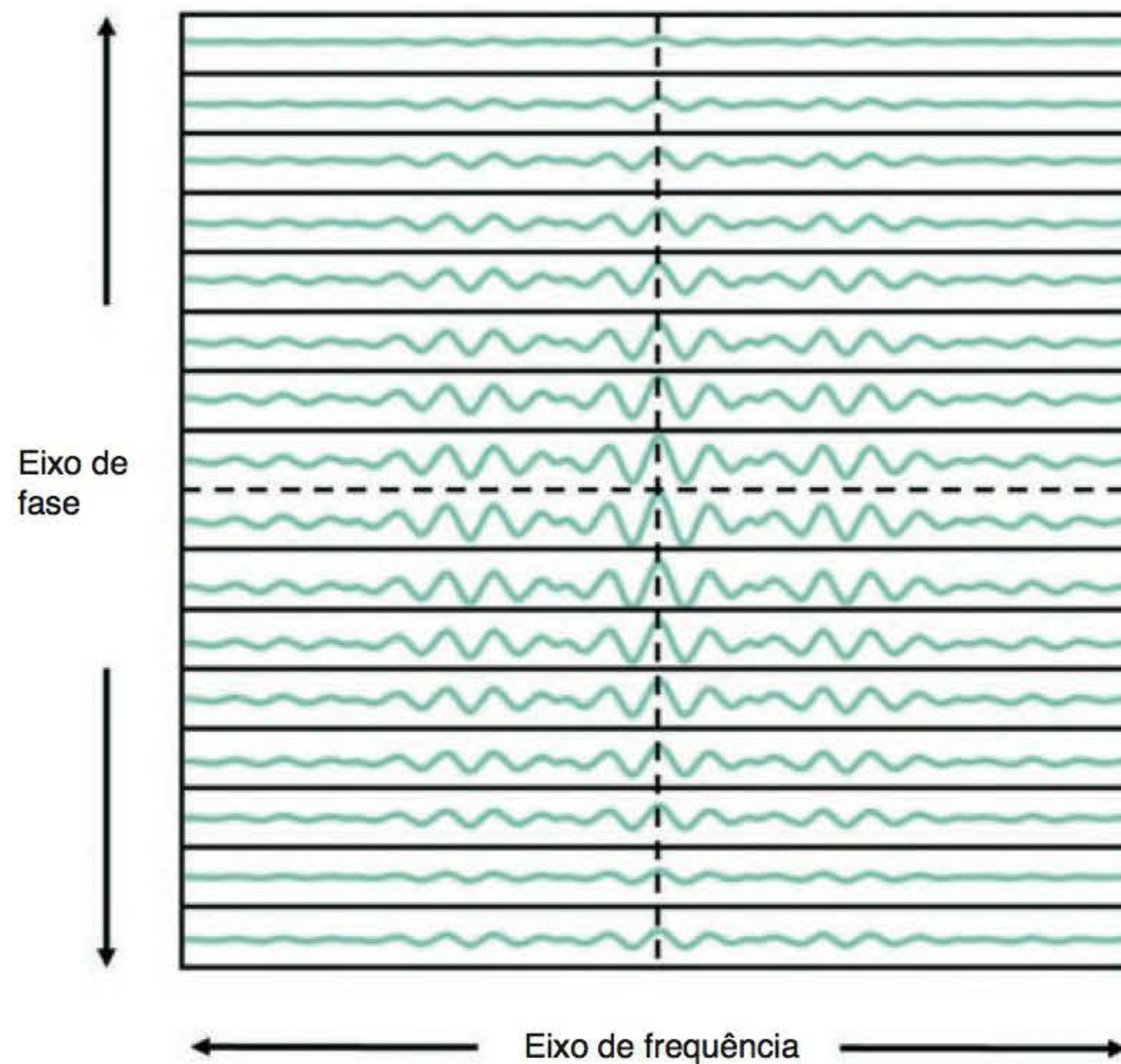
### Introdução

A aplicação de todos os gradientes seleciona um corte individual e produz uma diferença (*shift*) de frequência ao longo de um eixo do corte, e uma diferença (*shift*) de fase ao longo do outro eixo. O sistema consegue localizar um sinal individual na imagem pela quantificação do número de vezes em que os momentos magnéticos cruzam a bobina de recepção (frequência) e sua posição ao longo de sua trajetória precessional (fase). A seguir, essas informações têm de ser traduzidas na imagem. Quando dados são coletados para cada posição de sinal, eles são armazenados como dados no processador do sistema computacional. Os dados são armazenados no **espaço K**.

### Descrição do espaço K

A Figura 3.16 ilustra o espaço K para *um corte*. O espaço K tem uma forma retangular e dois eixos perpendiculares entre si. O eixo de frequência do espaço K é horizontal e está centralizado no meio de várias linhas horizontais. O eixo de fase do espaço K é vertical e está centralizado





**Figura 3.16** Espaço K – eixos.

no meio do espaço K perpendicular ao eixo de frequência. O espaço K é um domínio de frequência espacial, isto é, onde são armazenadas as informações sobre a frequência de sinal e a procedência desse sinal do corpo do paciente. Em outras palavras, é onde ficam armazenadas as informações sobre frequências no espaço ou distância. Nesse contexto, a frequência é definida como a alteração da fase com relação à distância (em outros contextos é a alteração da fase com relação ao tempo, *veja* a analogia com relógio no Capítulo 1), e a unidade de fase é o radiano (que é a unidade de graus em um círculo). A unidade do espaço K é, portanto, radianos por cm.

### Saiba mais: a analogia com um gaveteiro

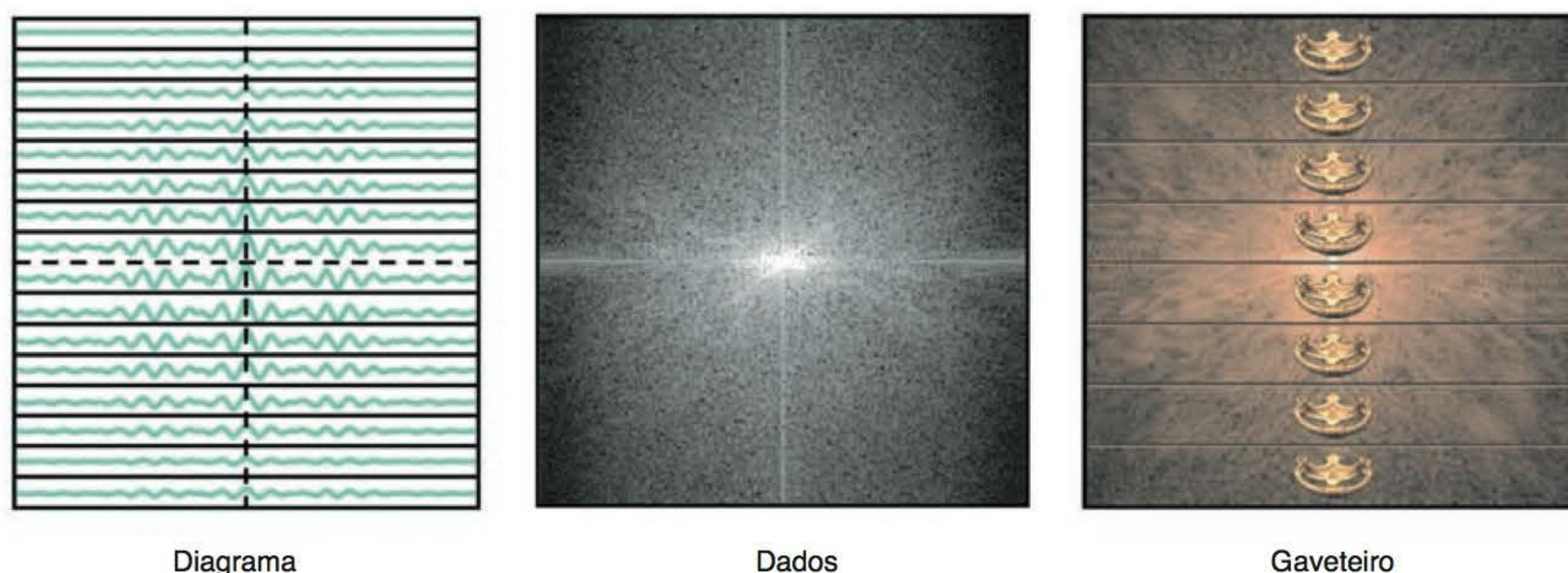


O espaço K assemelha-se a um gaveteiro. Observe a Figura 3.17, na qual é ilustrado o espaço K com suas linhas paralelas ao eixo de fase. Essas linhas se parecem com gavetas de um gaveteiro que, como o espaço K, é um dispositivo de armazenagem. O número de gavetas corresponde ao número de linhas do espaço K que têm de ser preenchidas com dados para completar o exame. O número de linhas, ou gavetas, a ser preenchido equivale à matriz de frequência selecionada, isto é, se selecionarmos uma matriz de fase de 256, 256 linhas, ou gavetas, têm de ser preenchidas com dados para completar o exame. Como veremos logo adiante, o número de dados em cada linha, ou gaveta, corresponde à matriz de frequência selecionada. Faremos referência à analogia com o gaveteiro diversas vezes neste livro. Fique atento ao símbolo do gaveteiro que aparecerá nas margens das páginas.

## Preenchimento do espaço K

As linhas do espaço K geralmente são numeradas do centro para fora, com o número menor mais próximo do eixo central (p. ex., linhas  $\pm 1, 2, 3$ ) e os números maiores em direção às bordas externas (p. ex.,  $\pm 128, 127, 126$ ) (Figura 3.18). As linhas da metade superior do espaço K são



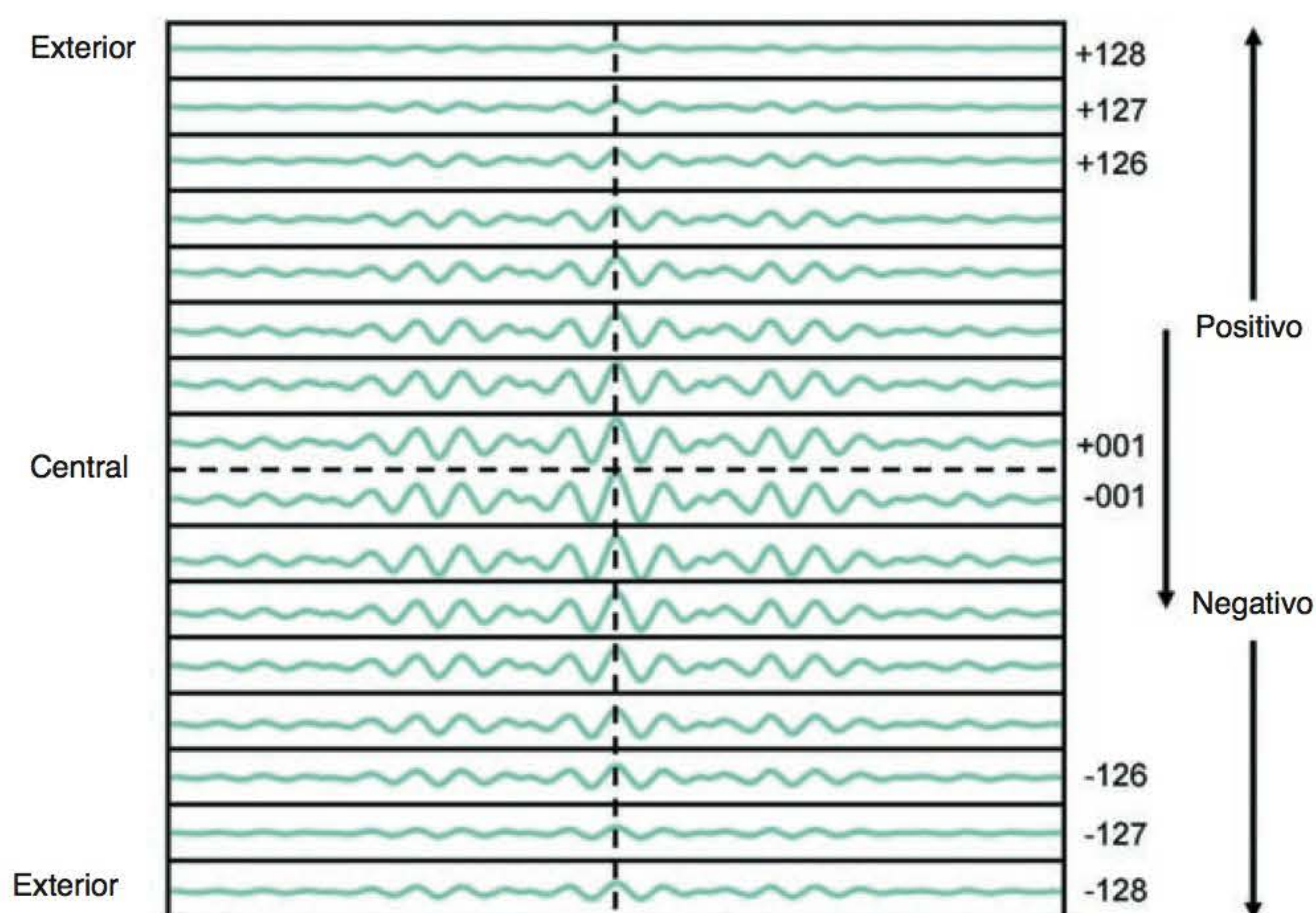


**Figura 3.17** Espaço K - o gaveteiro.

chamadas linhas positivas; as da metade inferior são denominadas linhas negativas. Isso porque a linha a ser preenchida com dados em um dado TR é determinada pela polaridade e inclinação do gradiente de fase. As inclinações de codificação da fase de polaridade positiva estão associadas às linhas da metade superior do espaço K, enquanto as inclinações de codificação da fase de polaridade negativa estão associadas às linhas da metade inferior do espaço K.

Como discutido anteriormente, o gradiente de fase geralmente é alterado a cada TR. Isso é necessário para preencher com dados diferentes linhas do espaço K. Se o gradiente de codificação de fase não é alterado, então as mesmas linhas são preenchidas com dados a cada TR. Como o número de linhas preenchidas determina a matriz de fase, a não alteração do gradiente de codificação de fase resultaria em uma imagem com apenas um pixel na direção de fase da imagem. Por isso precisamos alterar tanto a polaridade quanto a inclinação do gradiente de fase a cada TR para dar à imagem a resolução da direção de fase.

O gradiente de fase, portanto, determina qual a linha do espaço K, ou qual gaveta, será preenchida com dados em um TR específico. Gradientes de fase de polaridade positiva escolhem



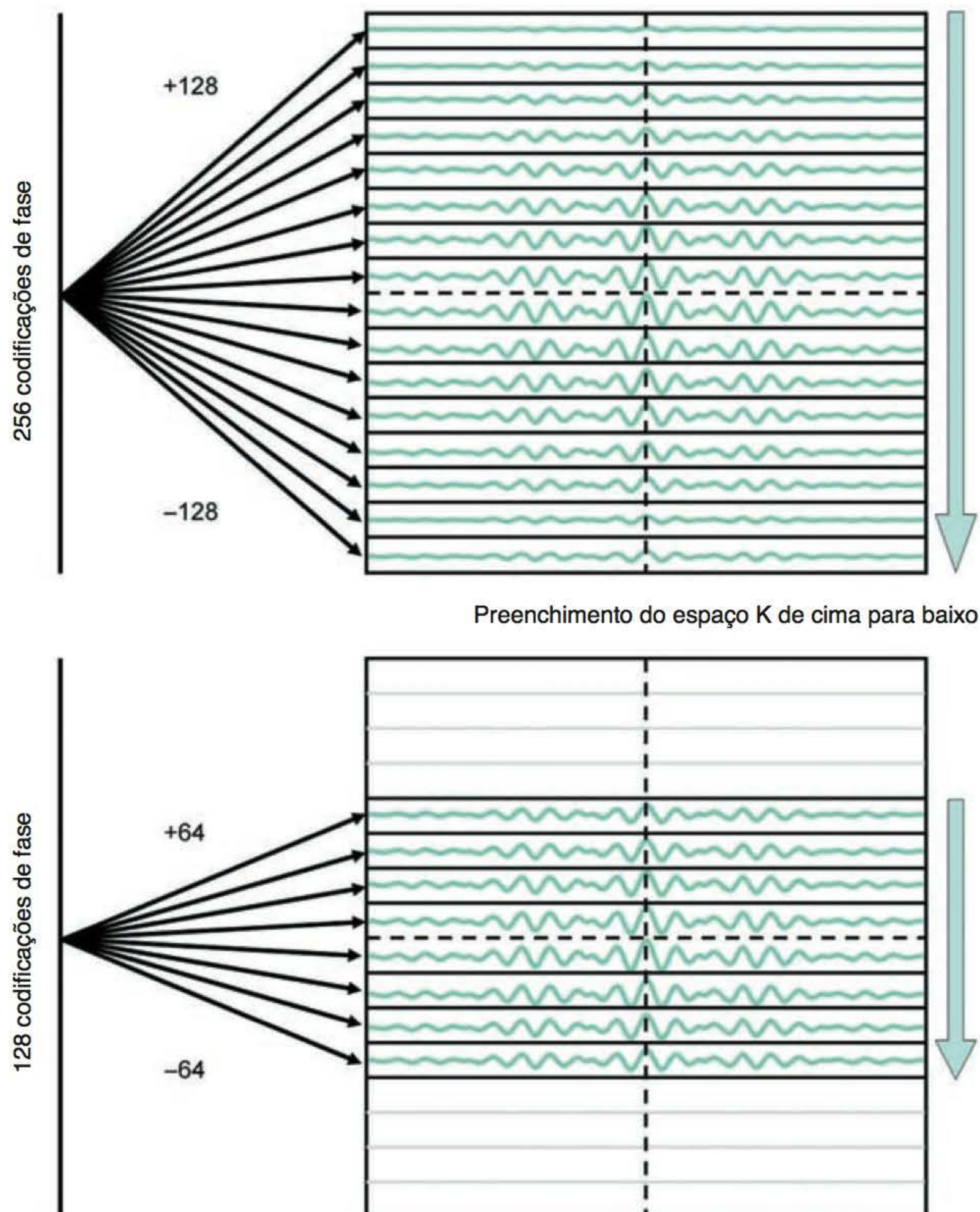
**Figura 3.18** Características do espaço K.



linhas da metade superior do espaço K; gradientes negativos escolhem linhas da metade inferior. Além disso, a inclinação do gradiente de fase determina que linha é selecionada. Gradientes com maior inclinação, tanto positivos como negativos, selecionam as **linhas mais externas**, enquanto gradientes com menor inclinação selecionam **linhas centrais**. À medida que a inclinação do gradiente de fase diminui a partir de sua maior amplitude, as linhas através do espaço K vão sendo preenchidas, desde as mais externas até as centrais (Figura 3.19). Em geral o espaço K é preenchido de modo linear, de cima para baixo ou de baixo para cima, embora, como veremos posteriormente, existam diferentes permutações. Empregando o modelo de preenchimento linear e a analogia com o gaveteiro, vamos olhar mais de perto o que acontece exatamente durante a sequência de pulso.

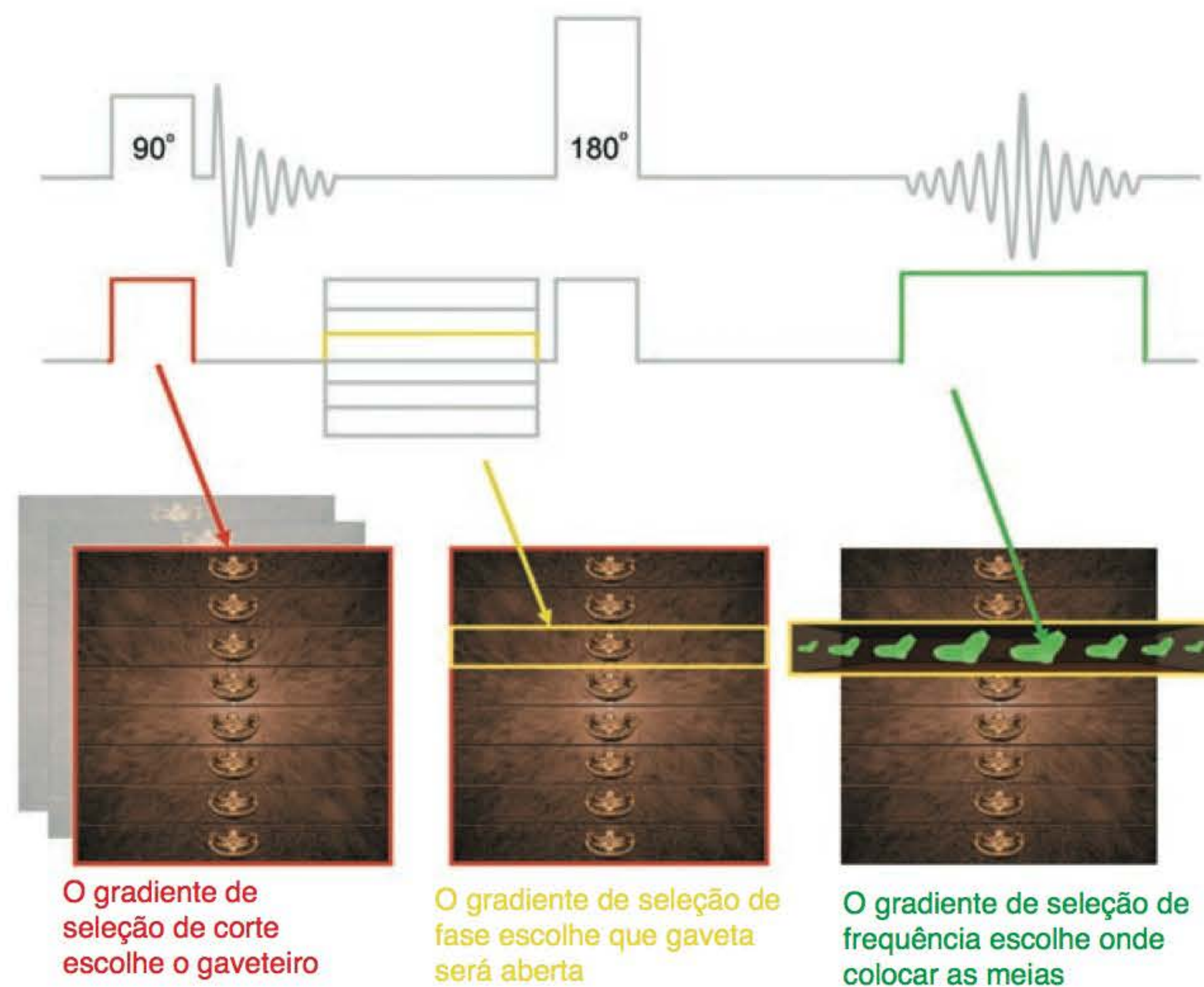
Observe a Figura 3.20, que mostra uma sequência *spin-eco* típica. A metade superior do diagrama mostra quando os gradientes são aplicados para cada corte durante a sequência de pulso. A metade inferior mostra as áreas equivalentes do espaço K, desenhadas como um gaveteiro.

O gradiente de seleção de corte é aplicado durante os pulsos de excitação e anulação para excitar e anular seletivamente um corte. A inclinação do gradiente de seleção de corte determina



**Figura 3.19** Espaço K – matriz de fase e o número de gavetas.





**Figura 3.20** Preenchimento do espaço K em uma sequência *spin-eco*.

que corte sofrerá excitação ou que gaveteiro deve ser escolhido. Cada corte tem sua própria área de espaço K, ou gaveteiro.

Observação: embora sejam mostrados três gaveteiros na Figura 3.20, eles não representam o espaço K para três cortes separados neste diagrama. Na Figura 3.20, cada gaveteiro representa o mesmo corte em três momentos diferentes da sequência, quando é ligado cada um dos três gradientes.

O gradiente de codificação de fase é, então, aplicado. Ele determina que linha, ou gaveta, será preenchida com informação. Normalmente, o espaço K é preenchido de forma linear, com a linha +128 sendo preenchida primeiro (supondo que tenha sido selecionada uma matriz de 256), seguida da linha +127, e assim por diante. Na Figura 3.20, as linhas +128 e +127 já foram preenchidas, assim a próxima linha a ser preenchida é a de número +126. Para abrir esta gaveta, o gradiente de codificação de fase deve ser aplicado positivamente e com inclinação correspondente à linha +126. A aplicação deste gradiente seleciona a linha +126 no espaço K.

O gradiente de codificação de frequência é agora ligado. Sua amplitude determina o FOV na direção de frequência da imagem. Durante a aplicação do gradiente de codificação de frequência, as frequências no eco são digitalizadas para a aquisição de dados que preenchem a linha do espaço K selecionada pelo gradiente de codificação de fase. Esses dados são depositados em uma linha do espaço K (ou em uma das gavetas do gaveteiro) durante o tempo de amostragem ou janela de aquisição, geralmente da esquerda para a direita. O número de dados coletados determina a matriz de frequência da imagem, por exemplo, 256. Quando a amostragem está completa, o gradiente de codificação de frequência é desligado e o de seleção de corte é novamente aplicado, em uma amplitude diferente da anterior, para excitar e anular o corte 2. Isso equivale a ir para o gaveteiro 2 (não mostrado na Figura 3.20).

O gradiente codificador de fase é aplicado novamente na mesma polaridade e amplitude empregadas para o corte 1, preenchendo a linha +126 para o gaveteiro ou corte 2. O processo é repetido para o corte 3 com a linha +126 sendo preenchida para cada área do espaço K ou cada gaveteiro. Tudo isso acontece dentro do intervalo TR. É por isso que o TR determina quantos cortes podem ser feitos. TR mais longos resultam em mais tempo para excitar, anular, codificar fase

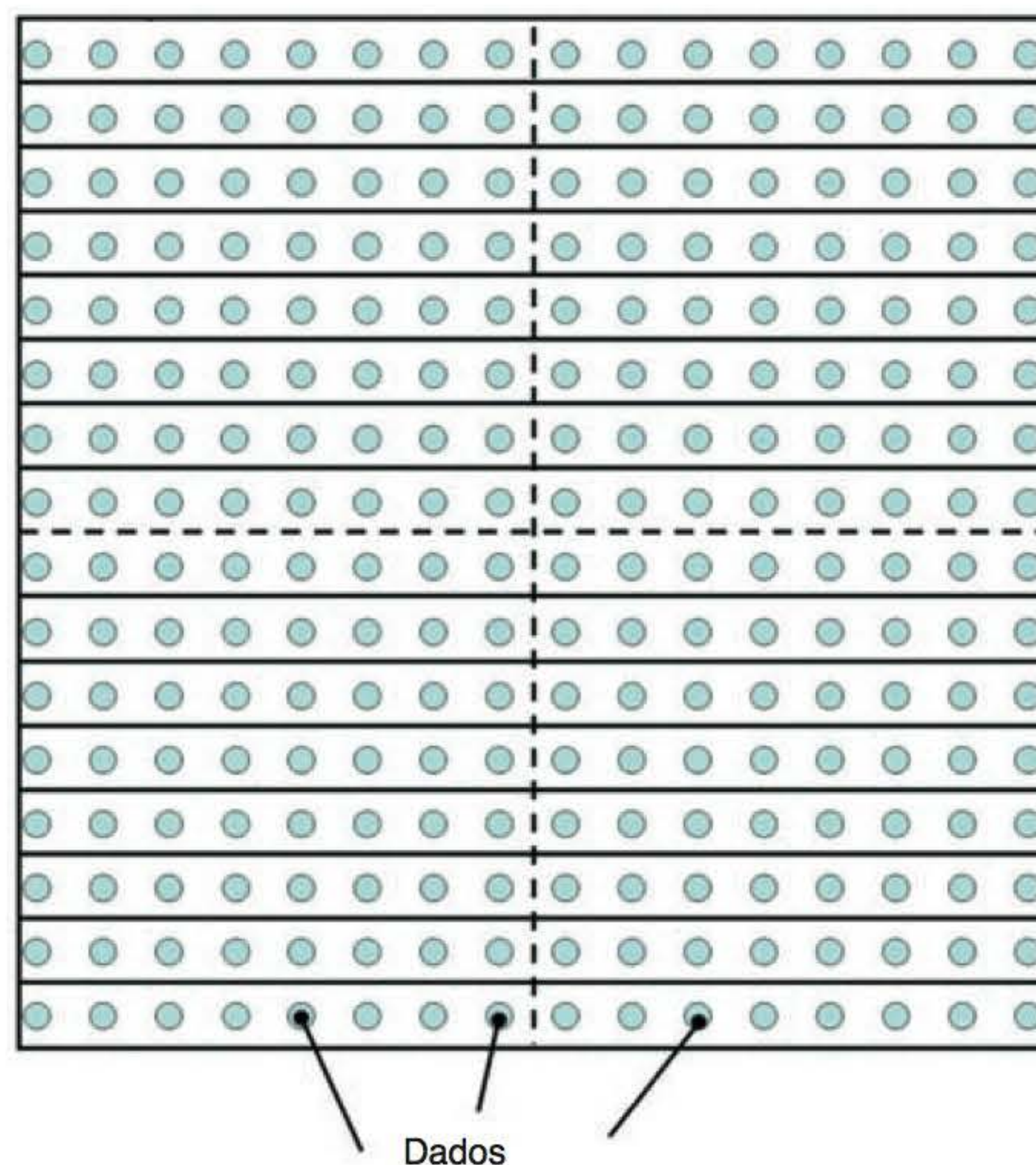


e frequência de cortes individuais. Se o TR for curto haverá menos tempo para isso e, portanto, possibilidade de menos cortes.

Assim que a linha +126 for preenchida para os três cortes, o TR é repetido. O gradiente de corte seleciona novamente o gaveteiro 1, mas dessa vez uma linha diferente do espaço K será preenchida, ou outra gaveta, diferente daquela que foi preenchida no intervalo TR anterior. Se for empregado o modelo de preenchimento linear do espaço K, a linha +125 será preenchida (ou a próxima gaveta abaixo da linha +126). Para isso, o gradiente de codificação de fase deve ser ligado positivamente, mas com menor inclinação que na linha anterior. Isso permite a abertura da gaveta +125; ocorre a leitura (*readout*) e os dados são deixados nesta gaveta durante a aplicação do gradiente de codificação de frequência. Então, o gradiente de seleção de corte é novamente aplicado pra selecionar o corte 2. É aplicada a mesma amplitude e polaridade de gradiente de fase para abrir a gaveta +125 para o corte ou gaveteiro 2. Esse processo é repetido para todos os cortes.

À medida que prosseguem as sequências de pulso, a cada TR a amplitude de codificação da fase é gradualmente reduzida para descer pelas linhas do espaço K. Para preencher as linhas inferiores, o gradiente de fase é aplicado negativamente e gradualmente é elevado a cada TR até preencher progressivamente as linhas externas. Se for selecionada uma matriz de fase de 256, assim que as 256 linhas tenham sido preenchidas o exame termina. No preenchimento linear do espaço K, isso significa que o sistema começa na linha +128 e desce as 256 linhas do espaço K ou começa na linha -128 e sobe. O eixo central da frequência corresponde à linha 0 (e para preencher essa linha, o gradiente de codificação de fase não está ligado). Portanto, se for selecionada uma matriz de fase de 256, o sistema preencherá 128 linhas na metade superior do espaço K, a linha 0 e 127 linhas na metade de inferior do espaço K (da linha +128 até -127). O contrário ocorrerá se começar pela linha -128.

Esse é o método mais comum de preenchimento do espaço K, embora existam muitos outros. As outras formas serão discutidas posteriormente. O processo de aquisição da informação resulta em um *grid* computacional de dados. Em cada linha horizontal, o número de dados equivale à matriz de frequência, por exemplo, 512, 256, 1.024 etc.; verticalmente, o número de dados equivale à matriz de fase selecionada, por exemplo, 128, 256, 384, 512 etc. (Figura 3.21).



**Figura 3.21** Os dados.



## Saiba mais: fato importante sobre o espaço K

É muito importante entender que o espaço K *não é a imagem*. Quer dizer, as informações armazenadas na linha superior não se tornam o topo da imagem. Cada ponto contém informações sobre *todo o corte*, visto que as frequências que representam são procedentes de um eco inteiro e o eco provém do corte todo. Analisaremos mais adiante alguns exemplos que comprovam esse fato.

A produção de uma imagem a partir dos dados adquiridos exige um algoritmo denominado **transformada rápida de Fourier** (FFT, sigla em inglês de *fast Fourier transform*).

## Transformada rápida de Fourier (FFT)

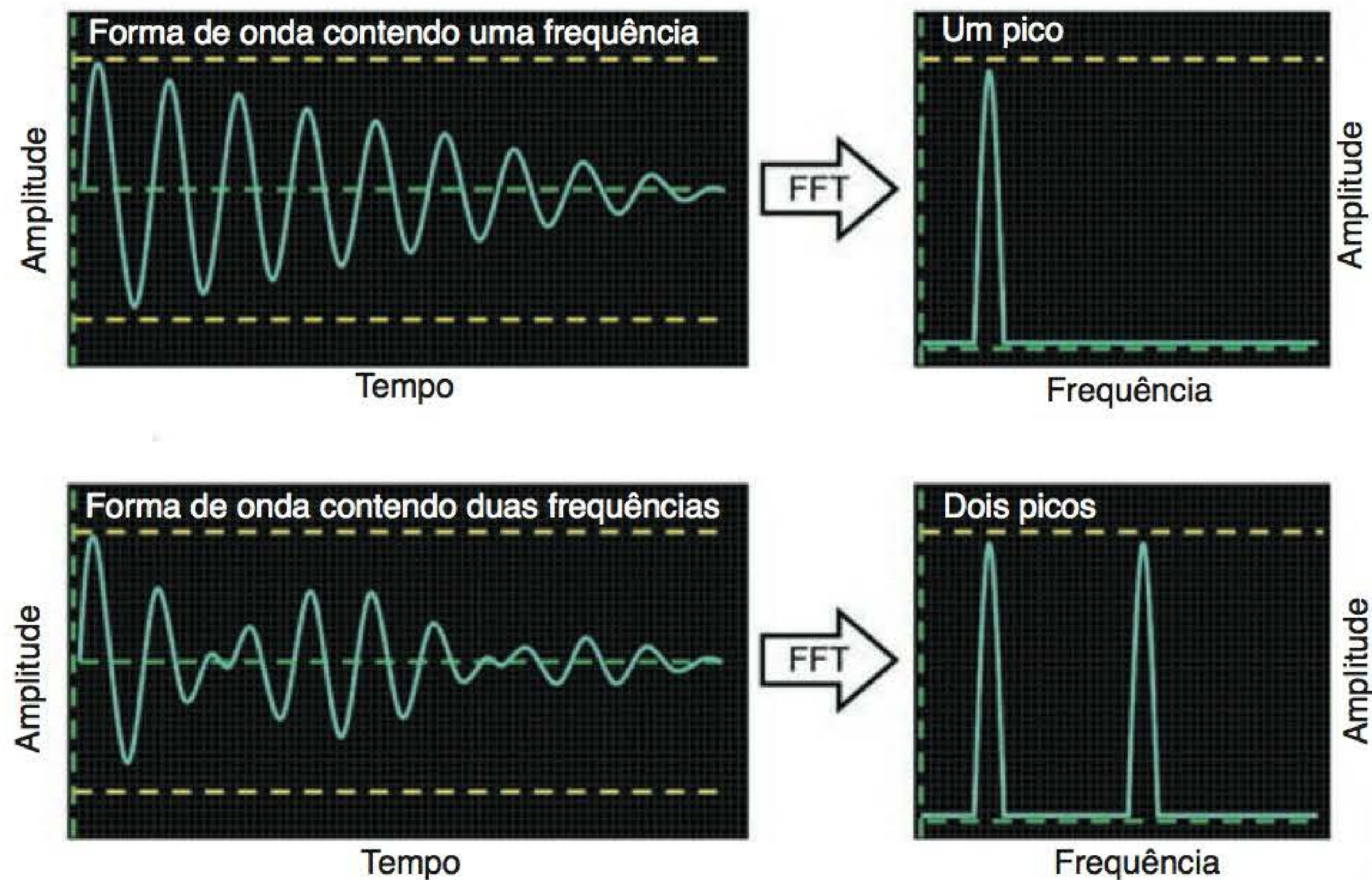
Os cálculos da FFT estão muito além da proposta deste livro, mas serão descritos aqui em seu contexto básico. Uma imagem por RM consiste em uma matriz de pixels, cujo número é determinado pelo número de linhas preenchidas no espaço K (matriz de fase) e o número de dados em cada linha (matriz de frequência). Como resultado da FFT, cada pixel recebe uma cor em uma escala de cinza que corresponde à amplitude das frequências específicas vindas da mesma localização espacial representada pelo pixel. Cada dado contém informações de fase e frequência de todo o corte em um dado tempo durante a leitura. Em outras palavras, as amplitudes de frequência são representadas no domínio do tempo. A FFT converte matematicamente isso para amplitudes de frequência no domínio da frequência. Isso é necessário porque os gradientes localizam espacialmente o sinal de acordo com sua frequência, e não seu tempo.

## Saiba mais: FFT e a analogia com o teclado

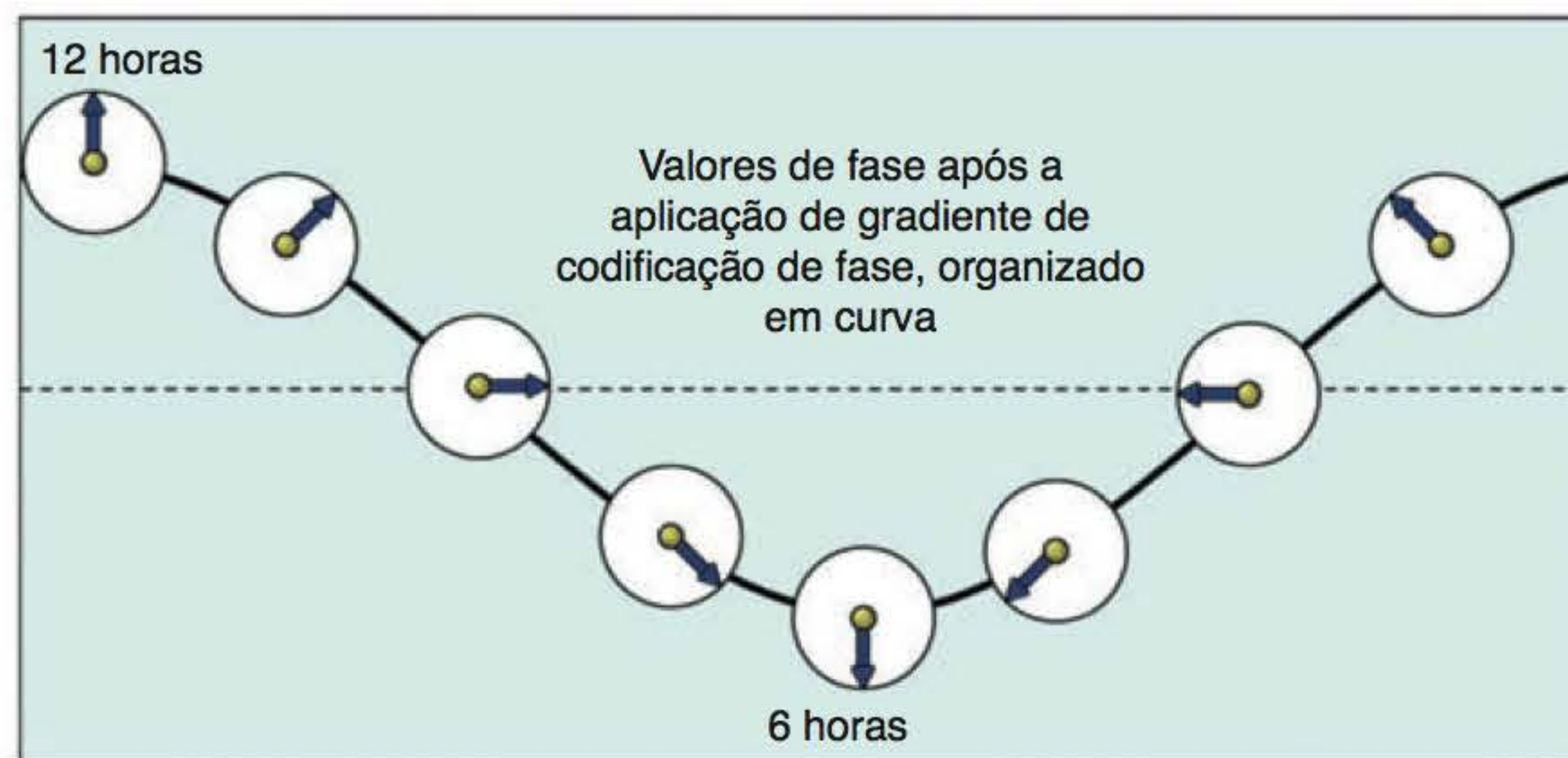
Observe a Figura 3.22. Na parte superior do diagrama é representada uma frequência decaindo em um intervalo de tempo. A FFT converte essa única frequência para mostrar sua *amplitude*. Na parte inferior do diagrama existe a representação de duas frequências e a FFT as converte em suas amplitudes separadas. O sinal de RM contém diferentes frequências. Além disso, cada frequência tem uma amplitude diferente, que depende se o tecido de sua procedência está retornando uma intensidade alta ou baixa de sinal. Usando a analogia com o teclado, já empregada anteriormente, um sinal de RM é como uma corda em que diversas frequências, ou notas, são tocadas de uma vez só. Além disso, cada tecla é pressionada de modo diferente – algumas são pressionadas delicadamente, outras vigorosamente. As teclas pressionadas delicadamente são semelhantes a frequências em tecidos que retornam um sinal baixo, e as teclas pressionadas com vigor retornam um sinal alto. Fazendo amostragens de frequências no sinal de RM e realizando a FFT, o sistema de RM consegue reconhecer exatamente que teclas foram pressionadas e a força com que foram pressionadas. Em outras palavras, converte as frequências em decaimento de eco durante um intervalo de tempo em frequências diferentes e suas amplitudes relativas.

À medida que a FFT lida com as frequências, o sistema precisa ser capaz de converter as informações da diferença (*shift*) de fase resultante da aplicação do gradiente codificador de fase em uma frequência. Isso não é tão difícil quanto parece. A analogia com o relógio explica de que modo a frequência representa uma alteração de fase ao longo do *tempo*. No entanto, pela aplicação de um gradiente de codificação de fase por uma distância através do tubo do magneto, é produzida uma mudança de fase por uma *distância*. Isso é extrapolado como frequência pela criação de uma onda senoidal formada pela conexão de todos os valores de fase associados a uma determinada diferença de fase (Figura 3.23). Essa onda senoidal tem uma frequência ou **pseudofrequência** (por ter sido indiretamente obtida) que depende do grau de diferença de fase produzido pelo gradiente. Gradientes de codificação de fase maiores produzem diferenças de fase maiores por uma determinada distância no corpo do paciente e resultam em pseudofrequências





**Figura 3.22** Transformada rápida de Fourier.



**Figura 3.23** A curva de fase.

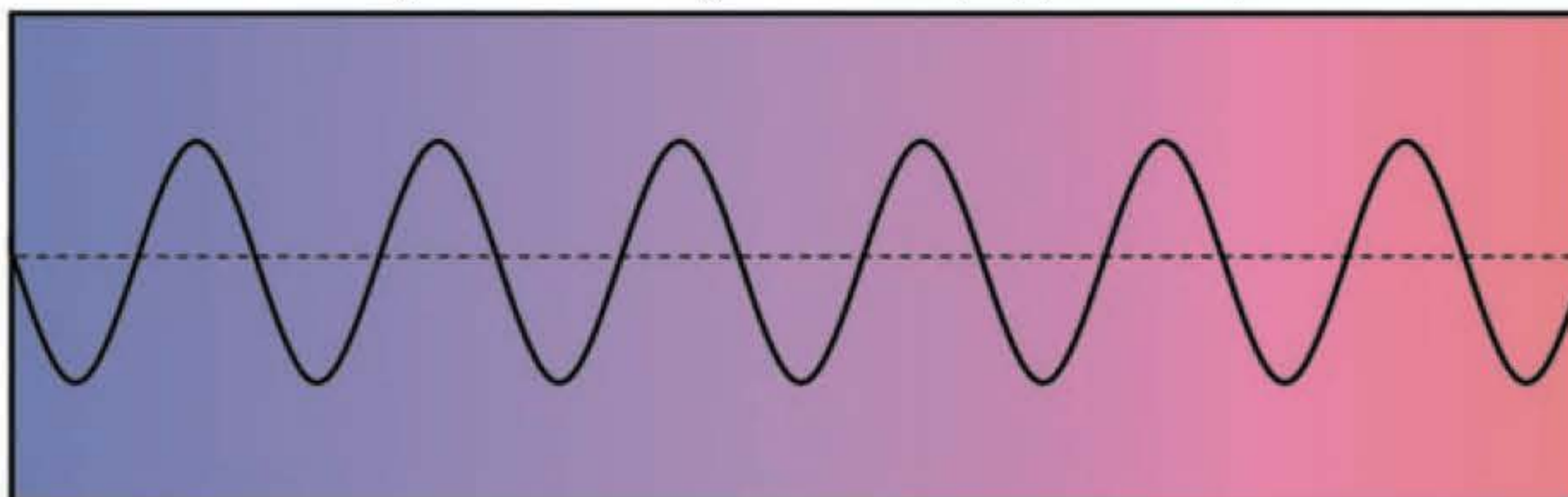
altas, enquanto gradientes de fase de baixa amplitude produzem pequenas diferenças de fase ao longo da mesma distância, que resultam em baixas pseudofrequências (Figura 3.24). Existem implicações significativas relacionadas com isso na otimização da qualidade de imagem. Isso será discutido posteriormente.

Portanto, antes da FFT, cada dado contém informações de frequência provenientes da codificação de frequência e informações de pseudofrequência provenientes da codificação de fase.

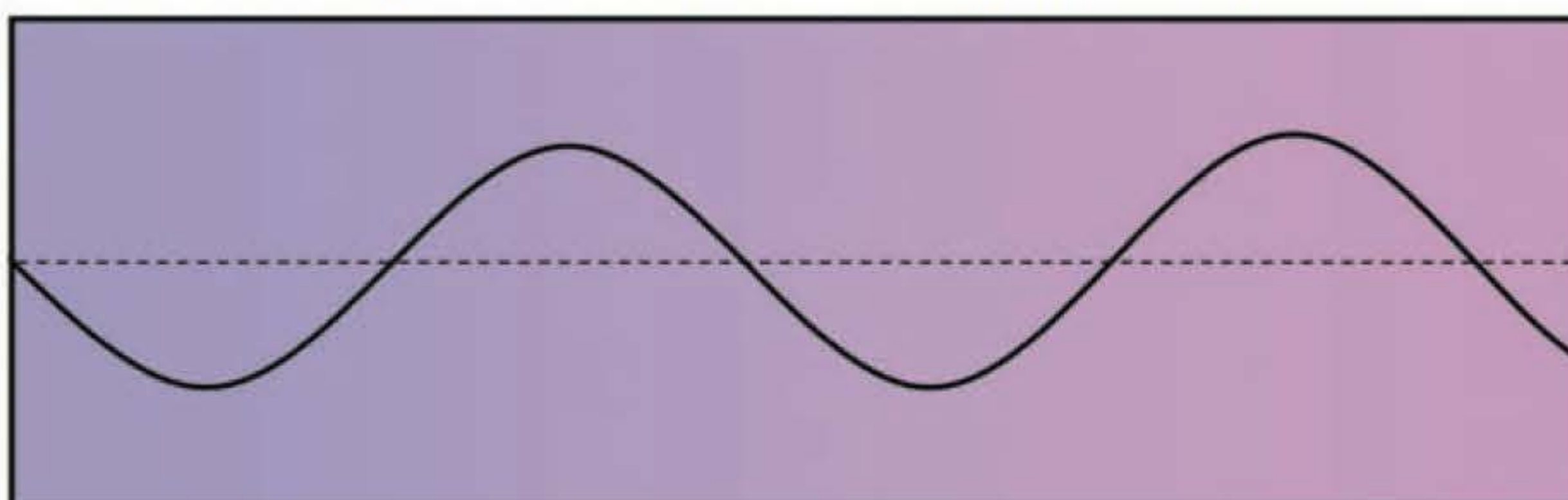
- *Em cada linha* do espaço K os dados de frequência em cada um dos dados permanecem inalterados porque resultam de uma determinada inclinação de gradiente de codificação de fase. Os dados de frequência, no entanto, são diferentes para cada ponto, visto que cada um deles foi adquirido em um tempo diferente durante a leitura quando o gradiente de codificação de frequência estava ligado.
- *Em cada coluna* do espaço K os dados de frequência permanecem inalterados porque cada dado na coluna foi adquirido ao mesmo tempo durante a leitura. Os dados de pseudofrequência, no entanto, são diferentes porque cada um dos dados foi adquirido com uma inclinação diferente do gradiente de codificação de fase (Figura 3.25). Isso significa que, em cada voxel, os spins sofrem diferença de fase de forma distinta a cada TR. Essa diferença de fase é mapeada ao longo do eixo vertical de fase do espaço K e é usada para codificação espacial do sinal para cada voxel ao longo do eixo de fase da imagem.



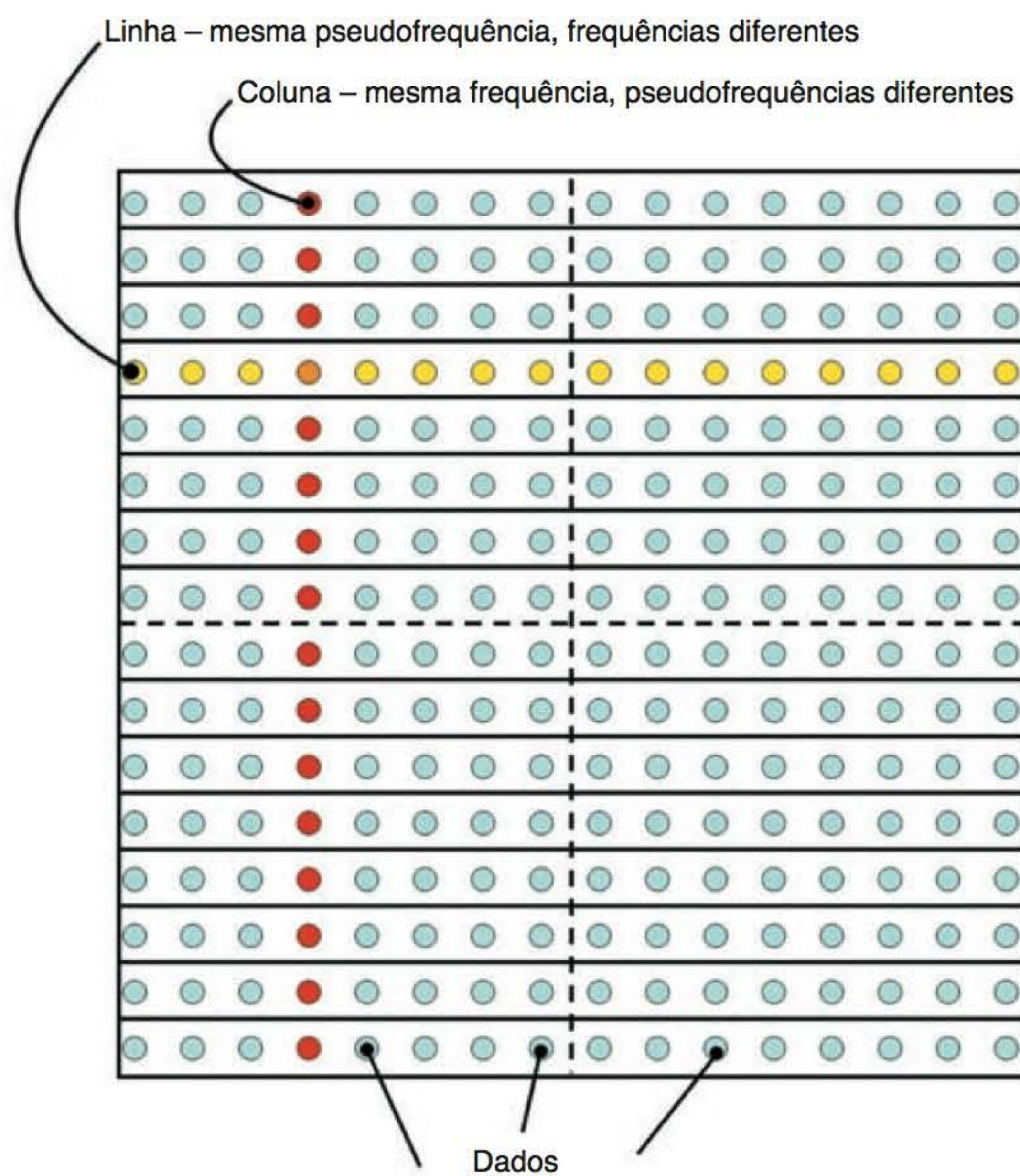
Gradiente de codificação de fase com grande inclinação, pseudofrequência 1



Gradiente de codificação de fase com pequena inclinação, pseudofrequência 2



**Figura 3.24** Pseudofrequências.



**Figura 3.25** Colunas e linhas no espaço K.



## Saiba mais: por que o gradiente de fase precisa mudar?

Lembre-se de que é necessário mudar a amplitude do gradiente de codificação de fase para preencher as diferentes linhas do espaço K e, assim, dar resolução de fase à imagem. Pode-se considerar também que mudando o gradiente de fase e, portanto, a pseudofrequência, a informação “parece diferente” daquela do TR anterior. É assim que o sistema sabe que deve colocar esses dados em uma nova linha do espaço K. Se as informações parecessem as mesmas a cada TR, o sistema colocaria as informações na mesma linha em cada TR e a imagem resultante teria a resolução de apenas 1 pixel na direção de fase. As informações de frequência não podem ser modificadas de um TR para o outro porque, para isso, seria necessário mudar a inclinação do gradiente de codificação de frequência a cada TR. Isso, por sua vez, iria alterar o tamanho do FOV de frequência a cada TR, o que obviamente é inaceitável. Os dados sobre codificação de corte também não podem ser mudados a cada TR porque significaria alterar a inclinação do gradiente de seleção de corte aplicado a um corte específico a cada TR. Isso, por sua vez, mudaria a espessura do corte a cada TR, o que novamente é inaceitável. A única inclinação de gradiente que podemos mudar é o gradiente de codificação de fase e, fazendo isso, alteramos as informações de fase em uma linha de dados. É disso que o sistema precisa para colocar essas informações “diferentes” em outra linha do espaço K e, assim, fornecer resolução de fase.

A FFT diferencia os vários tipos de informação em duas dimensões (ou seja, horizontalmente em cada linha e verticalmente em cada coluna). Depois converte as informações em amplitude de sinal *versus* a sua frequência, e assim é capaz de calcular a escala de cinza associada a cada um dos pixels na matriz bidimensional da imagem; isto é, se o sinal com um valor distinto de frequência ou pseudofrequência em uma dada localização espacial tiver alta amplitude, será destinado a ele um pixel brilhante. Se um sinal com um valor distinto de frequência ou pseudofrequência em uma dada localização espacial tiver baixa amplitude, será destinado a ele um pixel escuro. Esse processo é completado para cada área do espaço K, gaveteiro ou cortes, e mostra a imagem no monitor do operador (Figura 3.25).

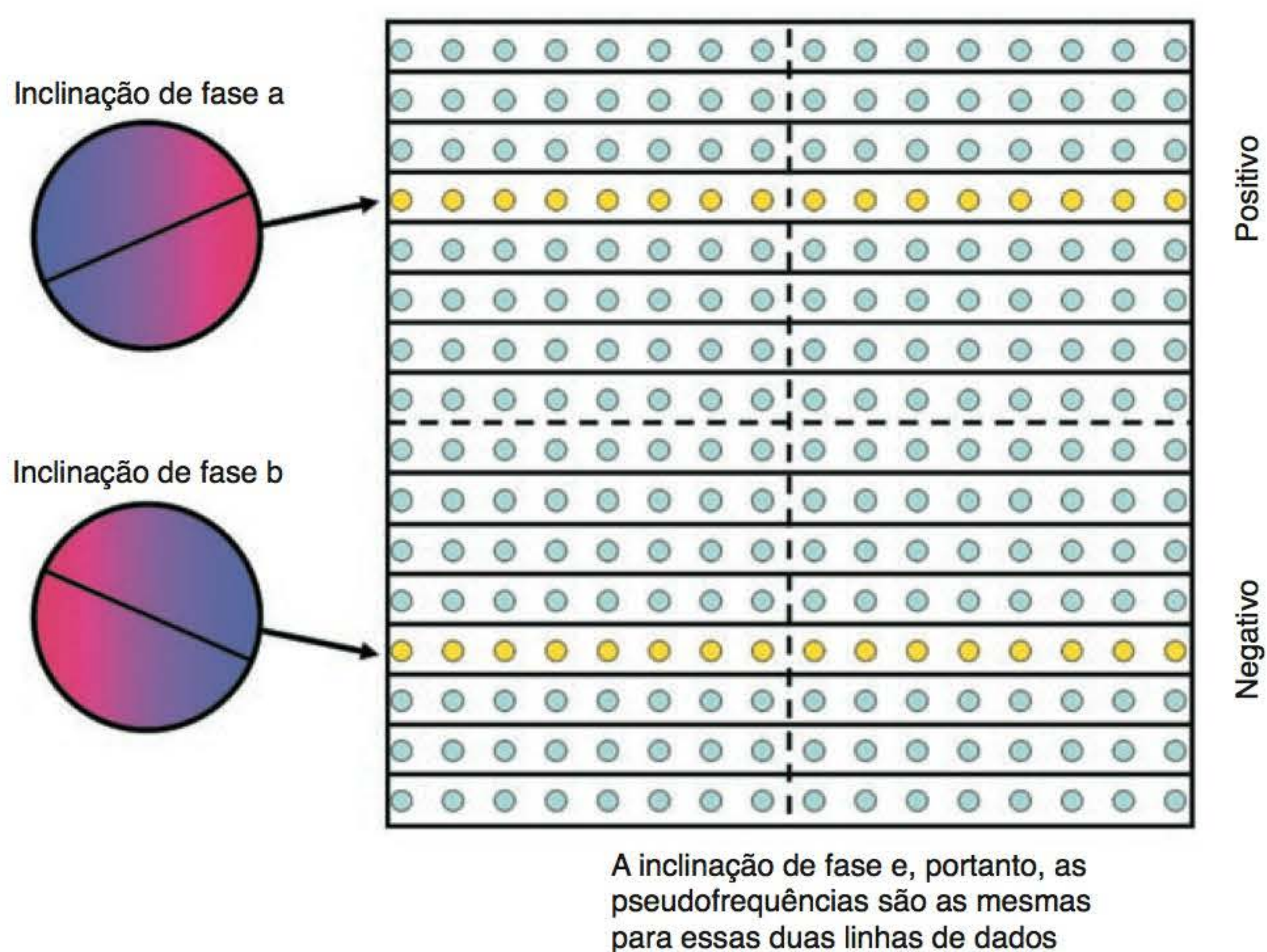
## Fatos importantes a respeito do espaço K

*O espaço K não é uma imagem.* Em outras palavras, os pontos na linha superior do espaço K não se tornam a parte superior da imagem. Na verdade, cada ponto contém informações sobre todo o corte.

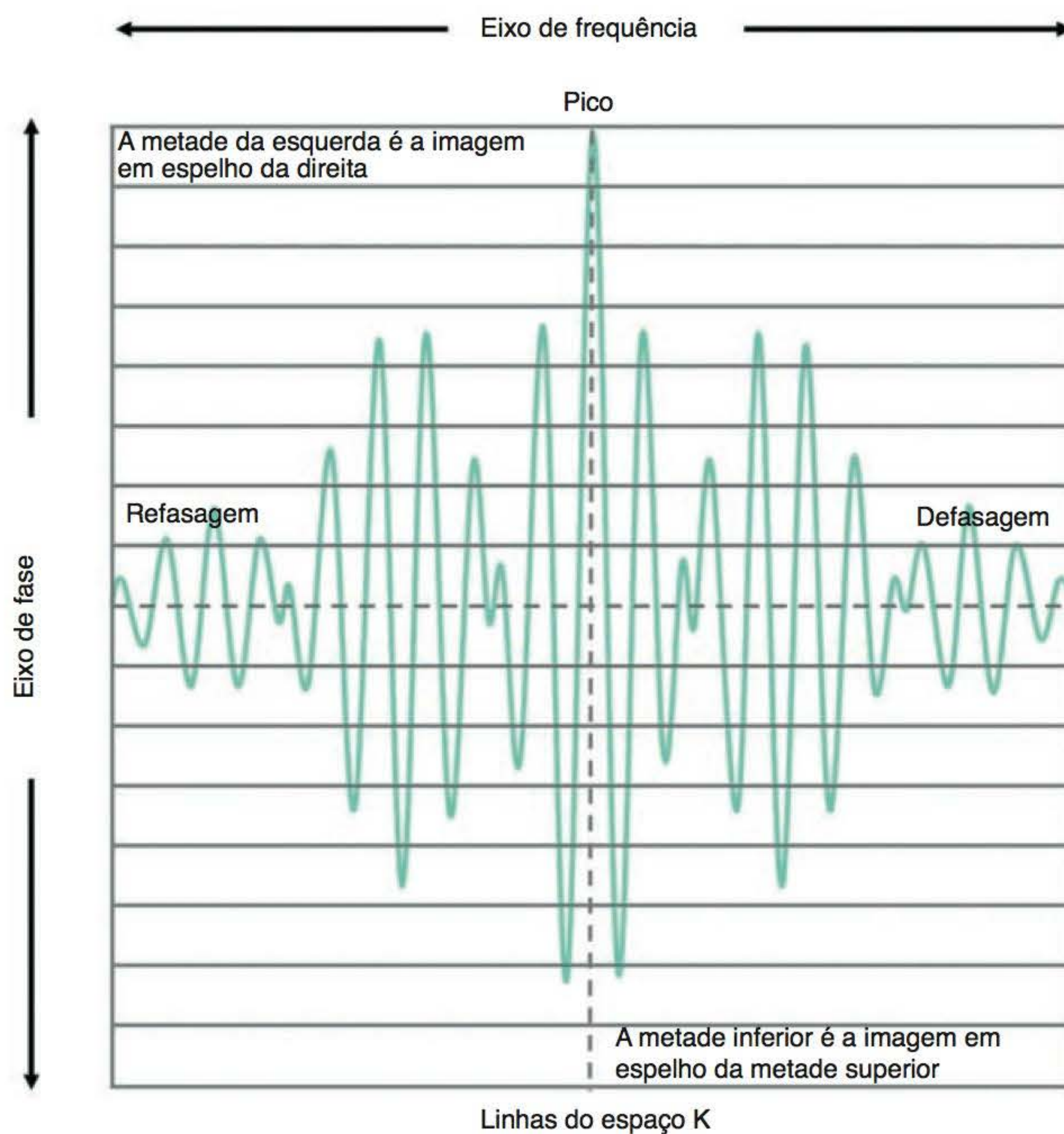
*As informações são simétricas no espaço K.* Isso significa que as informações na metade superior do espaço K são idênticas às da metade inferior. Isso ocorre porque a inclinação do gradiente de fase necessária para selecionar uma linha específica em uma das metades do espaço K é idêntica à inclinação necessária para selecionar a mesma linha na metade oposta do espaço K. Embora a polaridade do gradiente seja diferente, como a inclinação é a mesma, a pseudofrequência em cada linha também é a mesma (Figura 3.26). Além disso, as informações no lado esquerdo do espaço K são idênticas às do lado direito. Isso ocorre porque, como os dados são dispostos linearmente durante a leitura, eles são colocados em sequência da esquerda para a direita enquanto o eco sofre refasagem, alcança seu máximo e entra em defasagem, com o pico do eco correspondendo ao eixo vertical central do espaço K. Como ecos são características simétricas, a informação de frequência digitalizada a partir do eco é a mesma dos dois lados (Figura 3.27). A simetria resultante é chamada **simetria conjugada** e é empregada para reduzir o tempo do exame em diversas opções de aquisição de imagem (veja posteriormente).

*A informação adquirida nas linhas centrais contribui para o sinal e o contraste, enquanto os dados nas linhas externas contribui para resolução.* Como descrito anteriormente, as linhas centrais do espaço K são preenchidas empregando-se pequenas inclinações de codificação de fase, e as linhas externas do espaço K são preenchidas usando-se grandes inclinações de codificação de fase. Pequenas inclinações resultam em baixas pseudofrequências devido ao pequeno *shift* de fase. Para produzir sinal, os momentos magnéticos dos núcleos precisam estar coerentes ou em fase. Pela redução





**Figura 3.26** Simetria do espaço K – fase.



**Figura 3.27** Simetria do espaço K – frequência.

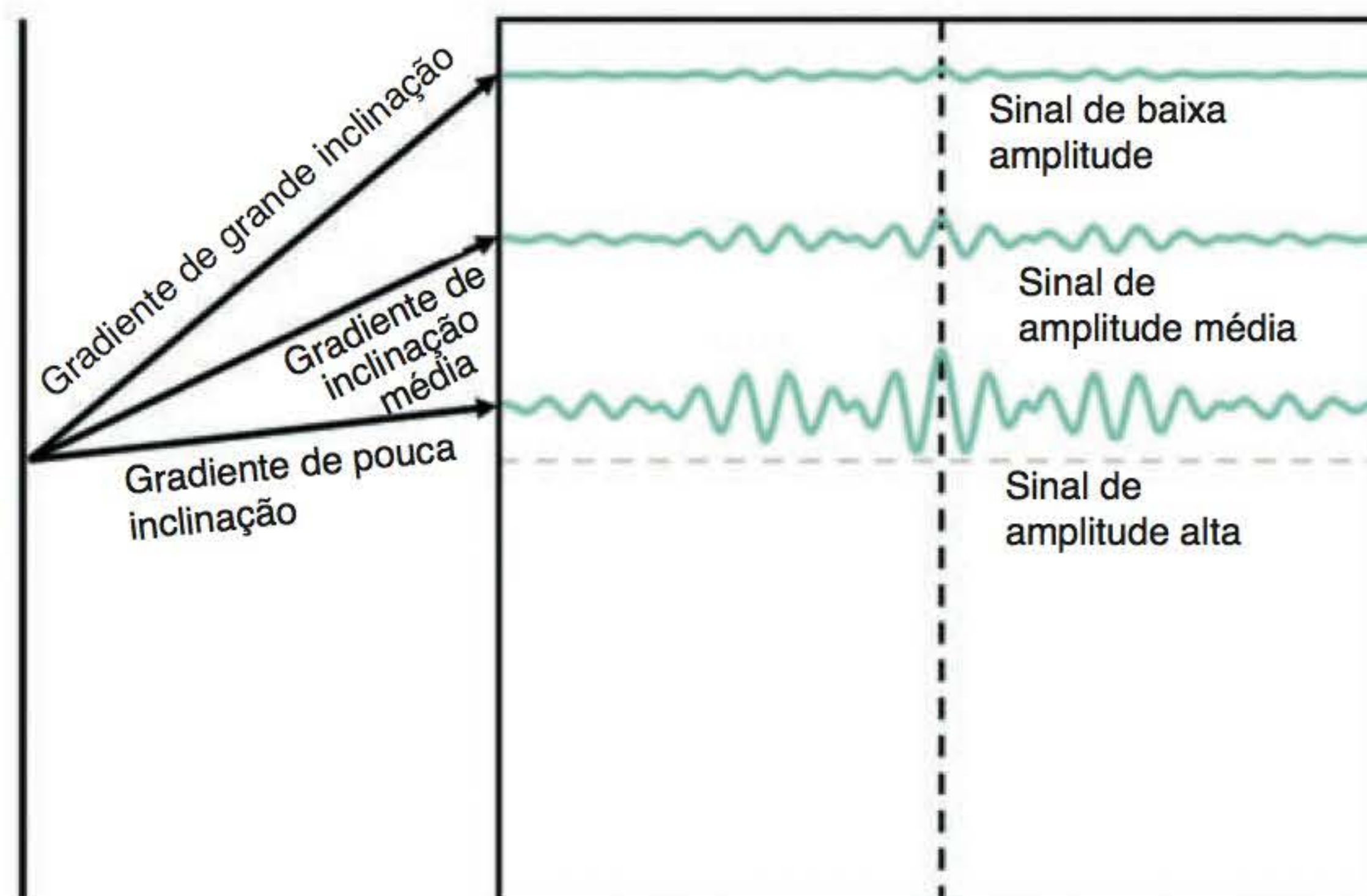


dos *shifts* de fase, o sinal resultante tem alta amplitude de sinal e contribui significativamente para o sinal e o contraste da imagem. Inclinações grandes resultam em altas pseudofrequências devido aos grandes *shifts* de fase. Portanto, o sinal resultante tem uma amplitude de sinal relativamente baixa e não contribui para o contraste e o sinal da imagem (Figura 3.28). Entretanto, grandes *shifts* de fase significam que dois pontos próximos no paciente provavelmente têm uma diferença de fase e serão, assim, diferenciados um do outro. Portanto, as linhas externas do espaço K, embora não contribuam para o sinal, fornecem resolução. Ao contrário, as linhas centrais, que são preenchidas como resultado de pequenos *shifts* de fase, não proporcionam resolução, na medida em que dois pontos próximos no corpo do paciente provavelmente não têm valores de fase diferentes e, portanto, não podem ser diferenciados um do outro.

Resumindo:

- a parte *central* do espaço K contém informação com alto sinal de amplitude e baixa resolução
- a parte *externa* do espaço K contém informação com baixo sinal de amplitude e alta resolução.

Sinal e resolução são fatores importantes para a qualidade da imagem e serão discutidos no Capítulo 4. Se todo o espaço K for preenchido durante uma aquisição, tanto sinal quanto resolução serão obtidos e mostrados na imagem. No entanto, como veremos mais adiante, existem muitas permutações diferentes para o preenchimento do espaço K, de maneira que a proporção relativa das linhas centrais e externas preenchidas é alterada. Nessas circunstâncias, a qualidade da imagem pode ser afetada de modo significativo. Também vale a pena observar que, quando a matriz de fase é reduzida, as linhas externas são abandonadas, mas as linhas centrais do espaço K ainda são preenchidas com informação. Por exemplo, se a matriz de fase for reduzida para 128, as linhas +64 até -63 (incluindo a linha 0) serão preenchidas, as quais são as linhas de produção de sinal do espaço K, e não as linhas de preenchimento +128 até zero (Figura 3.29). Isso ocorre porque, como regra geral, o sinal é mais importante do que a resolução de imagem. Quando a resolução também é necessária, é conseguida aumentando-se a proporção de linhas externas que contêm informação de resolução.



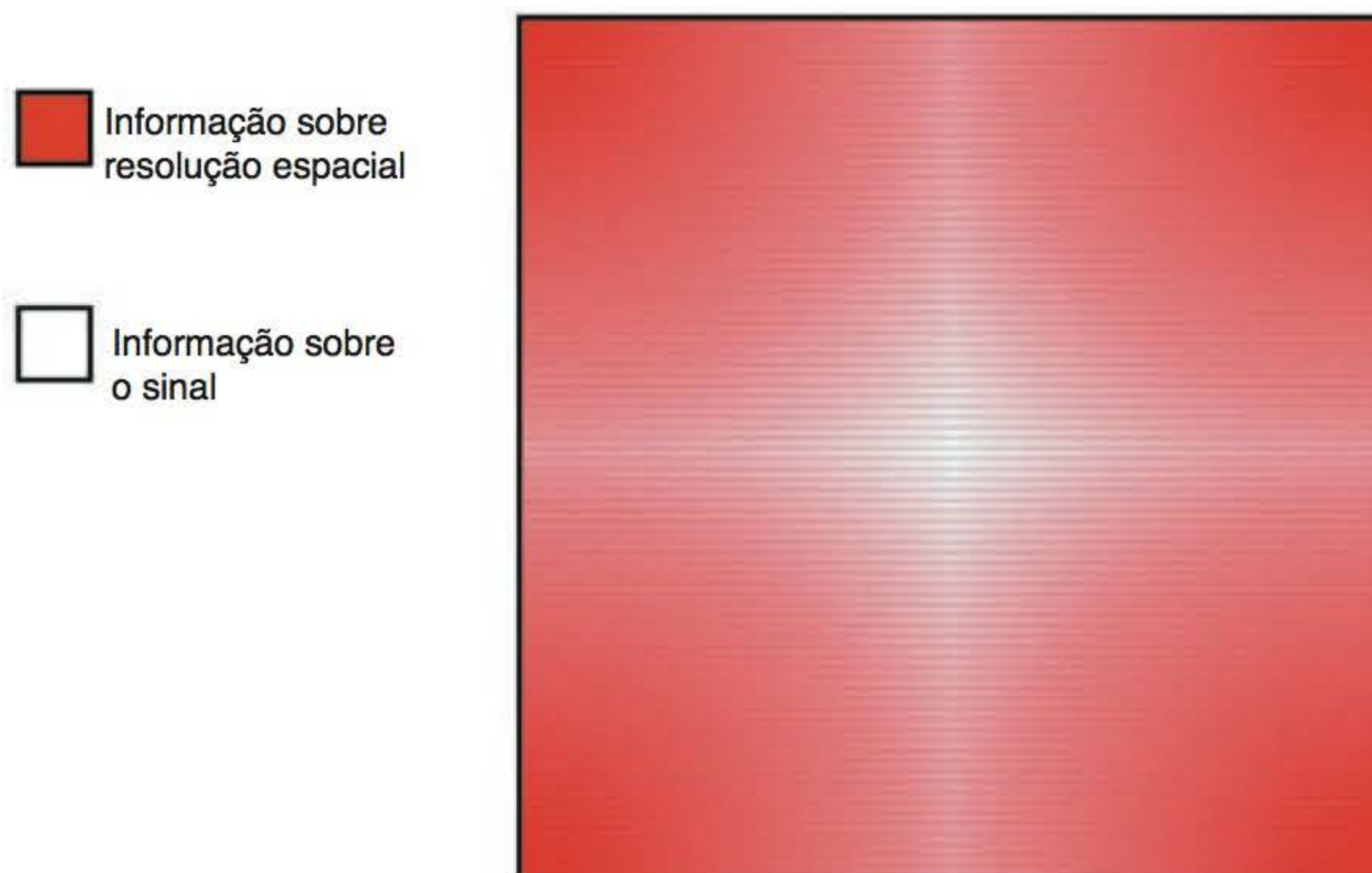
**Figura 3.28** Amplitude do gradiente de fase *versus* amplitude de sinal.

## Saiba mais: espaço K, resolução e sinal

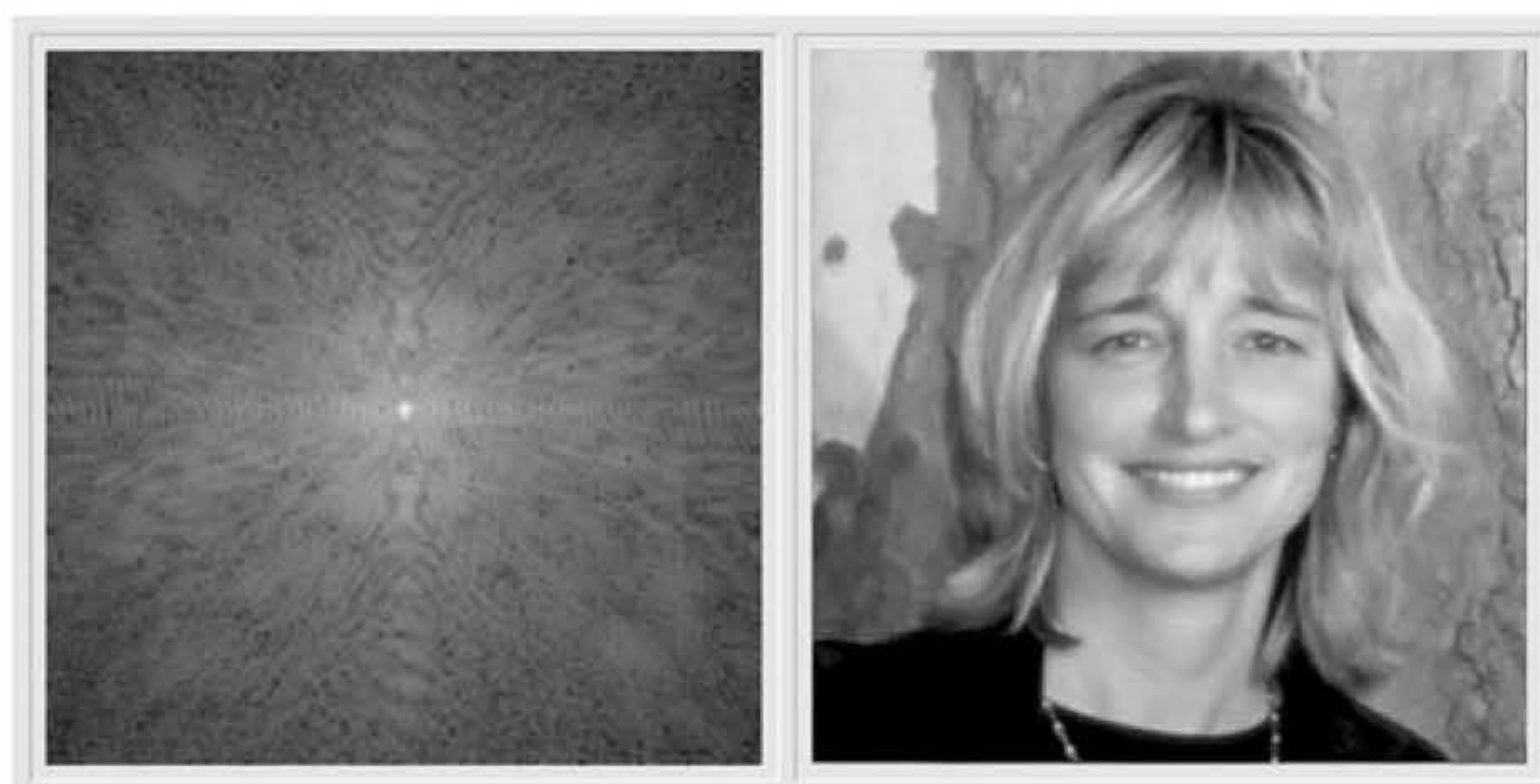
A Figura 3.30 mostra uma imagem adquirida usando todo o espaço K. Tanto a resolução quanto o sinal podem ser vistos na imagem. A Figura 3.31 ilustra o que acontece se a imagem for criada a partir de informações provenientes das margens externas do espaço K. Essa imagem tem boa resolução na medida em que detalhes do cabelo e dos olhos podem ser bem visualizados, mas existe muito pouco sinal. A Figura 3.32 mostra o que acontece se uma imagem for criada a partir de dados provenientes somente da



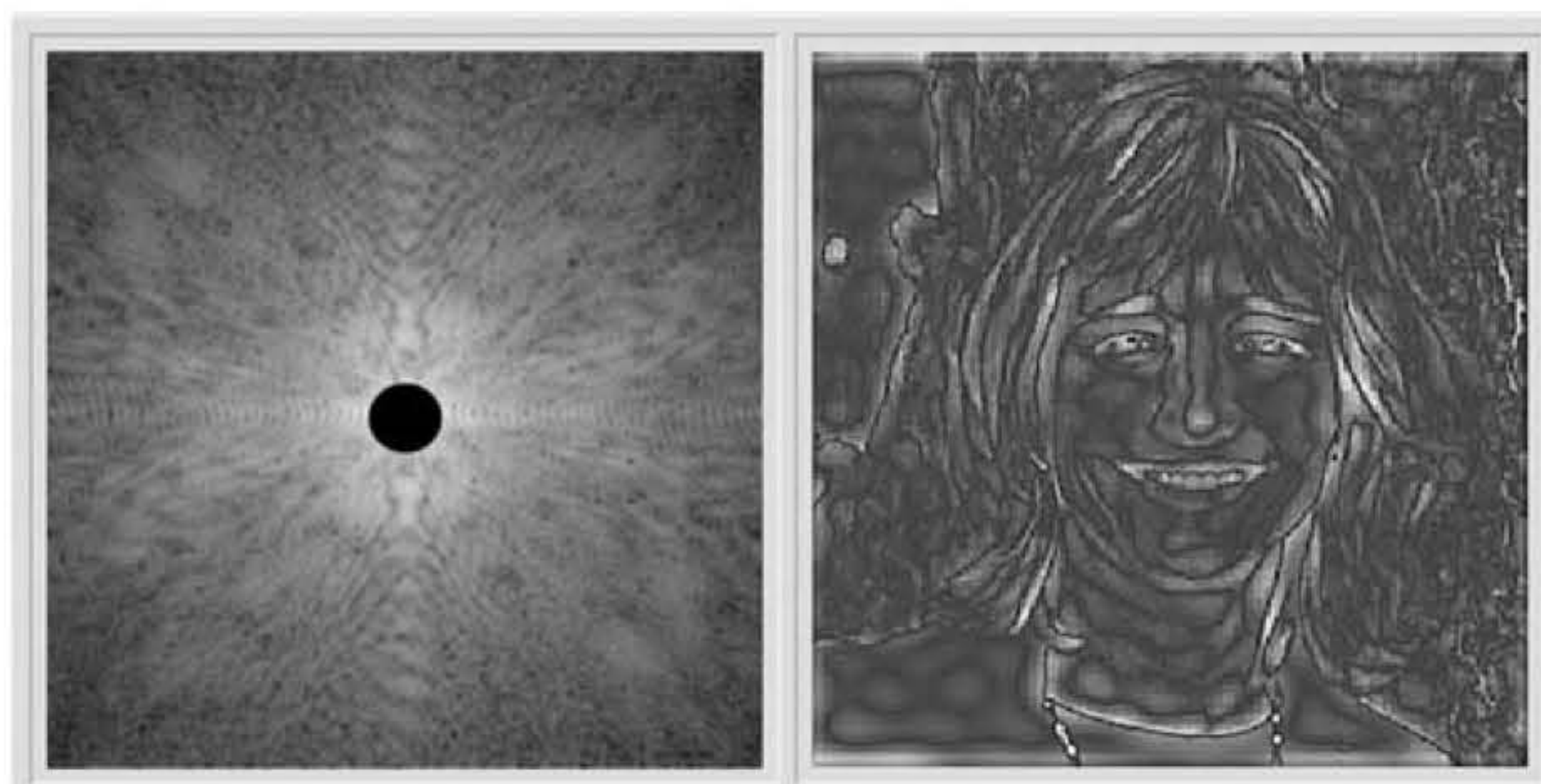
a parte central do espaço K. A imagem resultante tem excelente sinal, mas resolução ruim. Esse exemplo também demonstra que o espaço K não é uma imagem. Se fosse, a imagem na Figura 3.31 perderia o nariz e a Figura 3.32 mostraria apenas o nariz. No entanto, as duas imagens mostram todo o quadro, embora apenas uma pequena porcentagem do número total de dados no espaço K tenha sido empregada na sua criação.



**Figura 3.29** Espaço K – sinal e resolução.

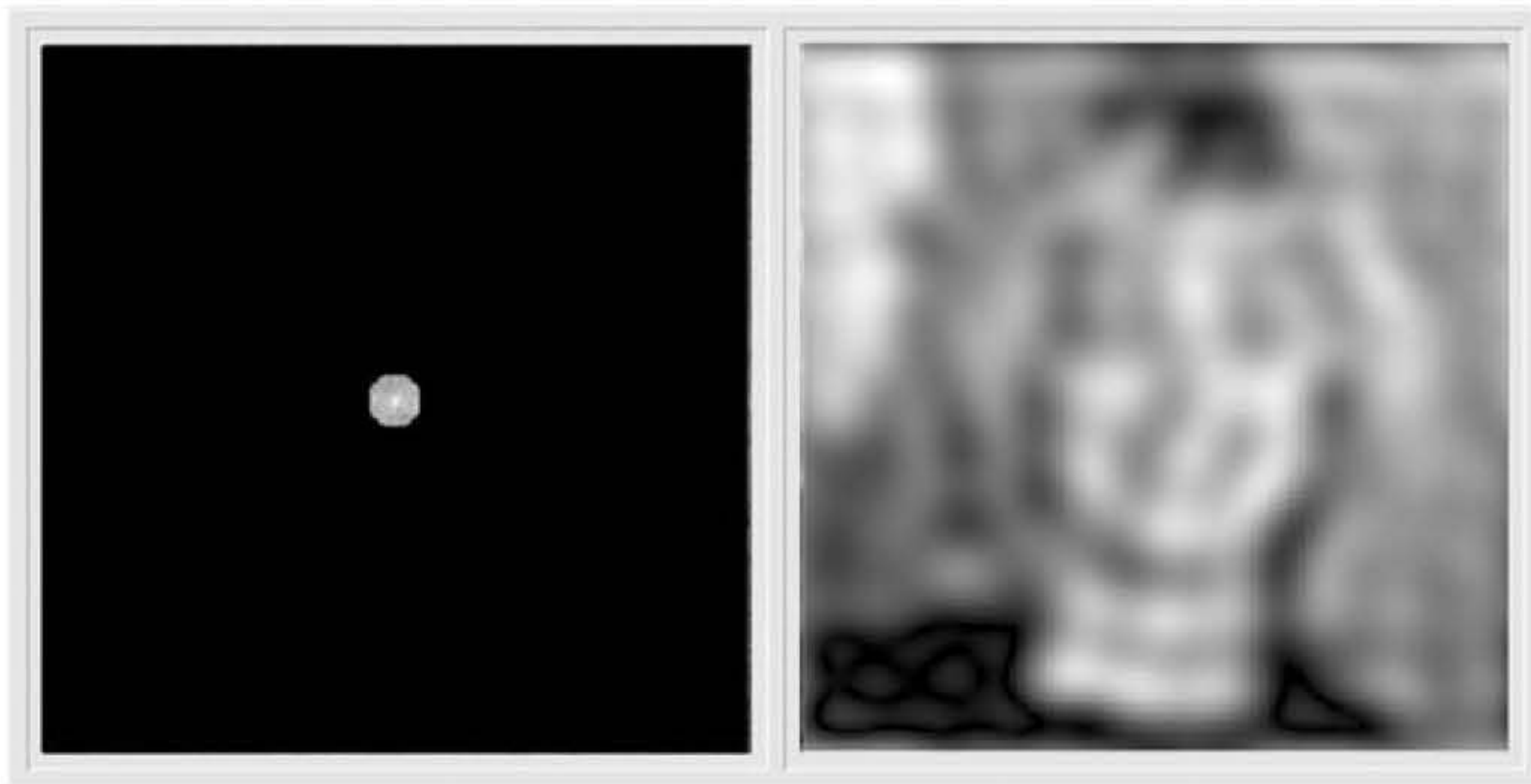


**Figura 3.30** Espaço K utilizando todos os dados.



**Figura 3.31** Espaço K utilizando apenas dados sobre resolução.





**Figura 3.32** Espaço K utilizando apenas dados sobre sinal.

O tempo de duração do exame equivale ao tempo de preenchimento do espaço K. Os parâmetros que influenciam o tempo de exame em uma aquisição típica de imagem são:

- tempo de repetição (TR)
- matriz de fase
- número de excitações (NEX).

*Tempo de repetição.* A cada TR são selecionados um corte, o gradiente de codificação de fase e o gradiente de codificação de frequência. Os cortes não são selecionados juntos, mas em sequência, isto é, o corte 1 é selecionado e codificado e a frequência de seu eco é digitalizada. Então, o corte seguinte é selecionado, codificado, digitalizado, e assim por diante. É por isso que o número máximo de cortes disponíveis depende do TR. Longos TR permitem que mais cortes sejam selecionados, codificados e digitalizados do que TR curtos. Digamos que um TR de 500 ms permite a seleção de 15 cortes, enquanto um TR de 2.000 ms permitiria a seleção de 40 cortes.

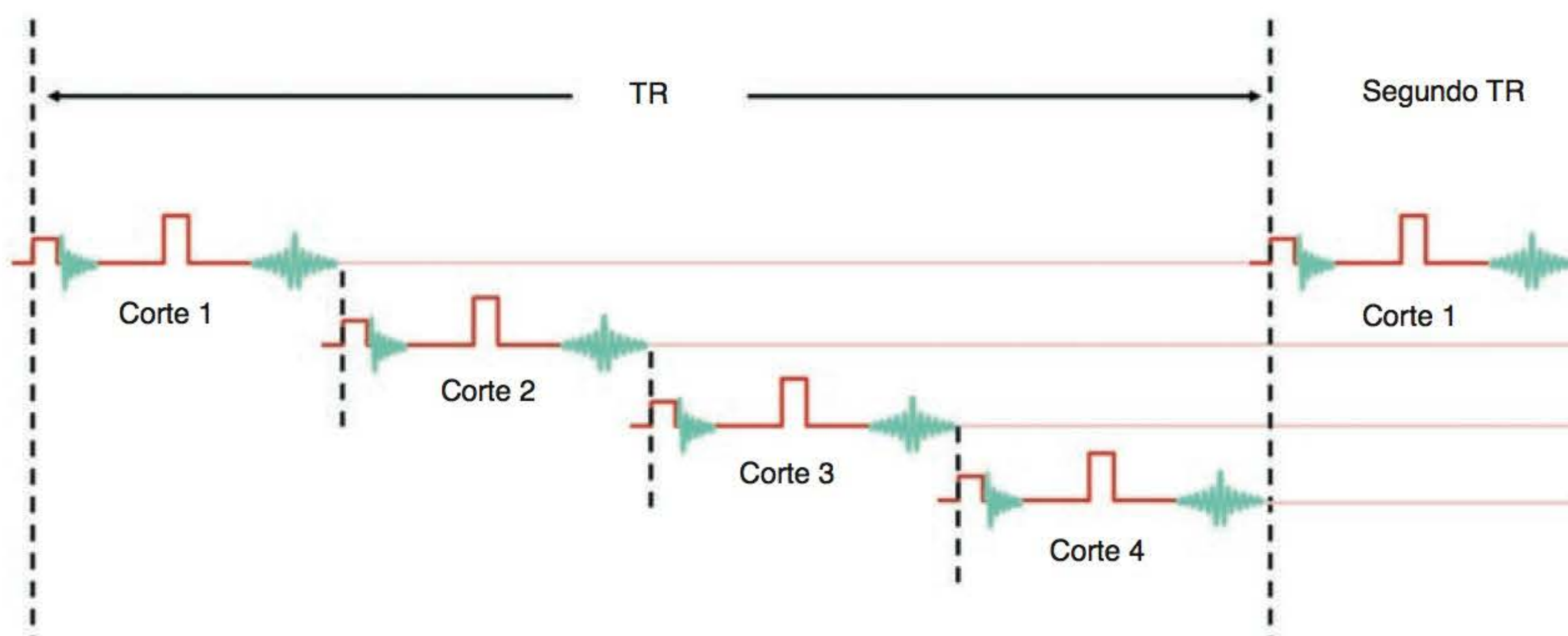
### Saiba mais: o que é o TR?

É importante entender que, embora o TR seja definido como o intervalo de tempo entre os pulsos de excitação, ele *não* representa o intervalo de tempo entre cada pulso de excitação, isto é, entre a excitação do corte 1 e corte 2 etc. Em aquisições regulares, é o intervalo de tempo entre a excitação de um determinado corte, o desligamento e a excitação de todos os outros cortes sequencialmente na “pilha” de cortes, e então o retorno a esse corte, para excitá-lo e preencher com informação outra linha do espaço K. Em outras palavras, é o intervalo de tempo entre o preenchimento de uma linha do espaço K para um determinado corte e o preenchimento da linha seguinte na mesma área do espaço K (Figura 3.33). É por isso que o TR é um dos parâmetros que influenciam o tempo de exame.

A *matriz de fase* determina o número de linhas que devem ser preenchidas para completar o exame. Como uma linha é preenchida a cada TR (em uma sequência de pulso típica), se:

- uma matriz de fase de 128 for selecionada, 128 linhas serão preenchidas e 128 TR deverão ser completados para finalização do exame
- uma matriz de fase de 256 for selecionada, 256 linhas serão preenchidas e 256 TR deverão ser completados para finalização do exame.





**Figura 3.33** TR versus número de cortes.

O *número de excitações* ou NEX (também conhecido como o número de médias de sinal ou de aquisições, dependendo do fabricante) é o número de vezes que cada linha é preenchida com informação. O sinal pode ser amostrado mais de uma vez pela manutenção da mesma inclinação do gradiente de fase durante diversos TR, em vez de alterá-la a cada TR. Desse modo, a mesma linha do espaço K é preenchida várias vezes, de maneira que cada linha do espaço K contenha mais informação. Como há mais dados em cada linha, a imagem resultante tem uma razão sinal-ruído mais alta (veja o Capítulo 4), mas o tempo de exame é proporcionalmente maior.

Por exemplo:

- TR de 1.000 ms, matriz de fase de 256, 1 NEX tempo de exame = 256 s
- TR de 1.000 ms, matriz de fase de 256, 2 NEX tempo de exame = 512 s.

Geralmente, para preencher cada linha mais de uma vez, é usada a mesma inclinação de gradiente de codificação de fase durante dois ou mais TR sucessivos, em vez de preencher todas as linhas de uma vez e depois retornar e repetir o processo.

## Saiba mais: espaço K e o tempo do exame



Empregando a analogia com o gaveteiro:

- TR é o intervalo de tempo entre o preenchimento da gaveta superior do gaveteiro 1 e o preenchimento da gaveta de baixo no gaveteiro 1. Durante esse intervalo a gaveta superior dos gaveteiros 2, 3, 4 etc. é preenchida sequencialmente
- Matriz de fase é o número de gavetas em cada gaveteiro
- NEX é o número de vezes que cada gaveta é preenchida com informação, por exemplo, uma, duas, três vezes etc.
- O exame termina quando todas as gavetas de todos os gaveteiros estão preenchidas com os dados necessários.

## Cruzamento e gradientes no espaço K

O modo pelo qual o espaço K é atravessado e preenchido depende de uma combinação entre polaridade e amplitude tanto do gradiente de decodificação de frequência quanto de fase

- A amplitude do gradiente de codificação de *frequência* determina a distância à esquerda e à direita que o espaço K é atravessado, o que, por sua vez, determina o *tamanho do FOV na frequência de direção* da imagem



- A amplitude do gradiente de codificação de *fase* determina a distância para cima e para baixo que o espaço K é preenchido. A maior inclinação do gradiente de fase na aquisição determina a *matriz de fase* da imagem.

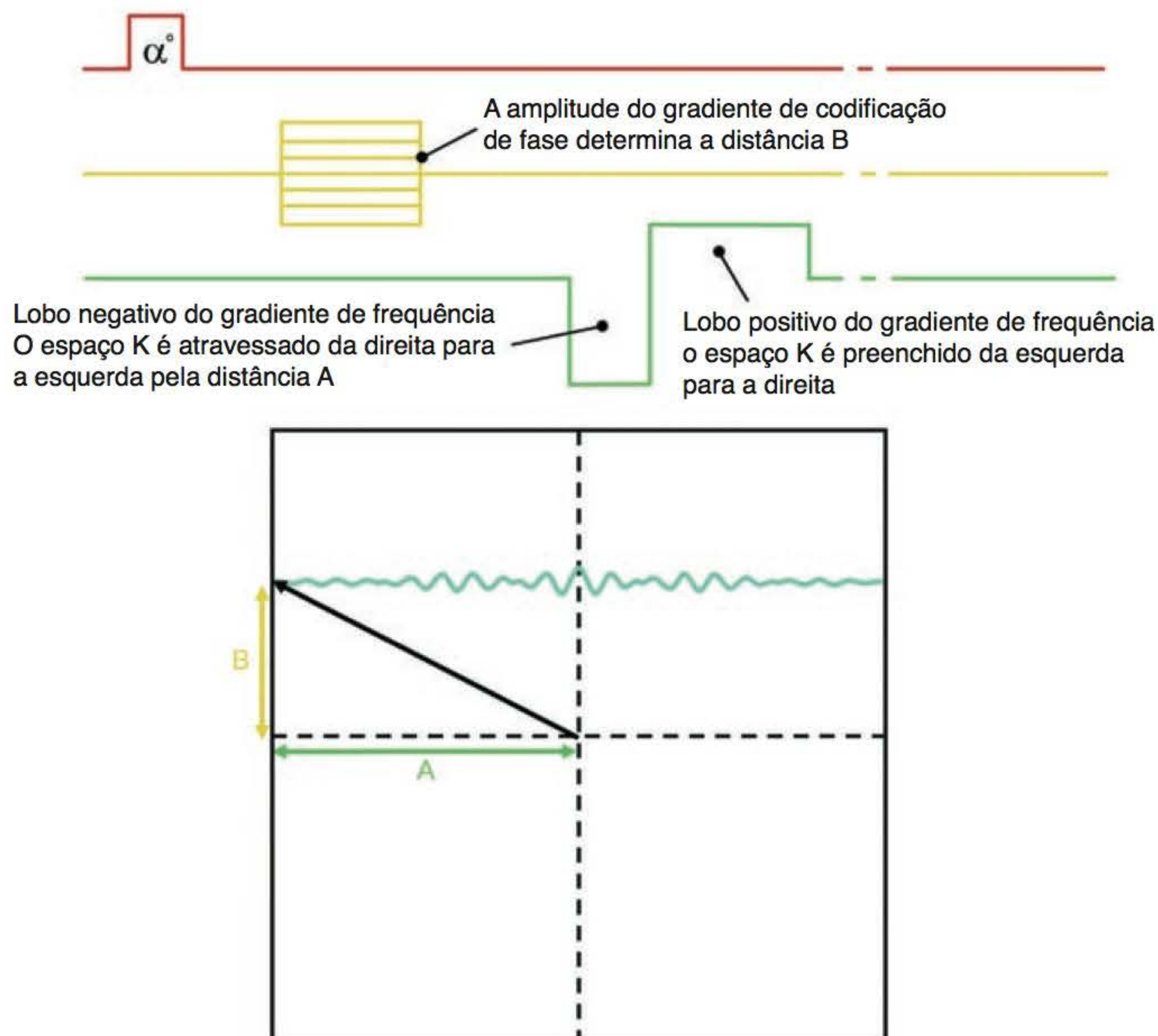
A polaridade de cada gradiente define a direção atravessada no espaço K da seguinte maneira:

- com um gradiente de codificação de *frequência positivo*, o espaço K é atravessado da *esquerda para a direita*
- com um gradiente de codificação de *frequência negativo*, o espaço K é atravessado da *direita para a esquerda*
- com um gradiente de codificação de *fase positivo*, o espaço K é preenchido em sua *metade superior*
- com um gradiente de codificação de *fase negativo*, o espaço K é preenchido em sua *metade inferior*.

Além disso, uma porção de um pulso de RF de uma sequência de pulso também define a movimentação através do espaço K. Um pulso de excitação, por exemplo, sempre nos leva ao centro do espaço K.

O preenchimento do espaço K e os gradientes são mais bem descritos empregando-se uma ilustração de uma sequência gradiente-eco típica (Figura 3.34). Em uma sequência gradiente-eco, o gradiente de codificação de frequência comuta negativamente para forçar a defasagem do DIL e depois positivamente para a refasagem e produção de um gradiente-eco (veja a Figura 5.22). Quando o gradiente de codificação de frequência é negativo, o espaço K é atravessado da direita para a esquerda. O ponto inicial de preenchimento do espaço K é no centro porque a sequência de pulso começa com um pulso de excitação.

Inicialmente, o espaço K é atravessado do centro para a esquerda, até uma distância (A) que depende da amplitude do lobo negativo do gradiente de codificação de frequência. Neste exemplo, a codificação de fase é positiva e, sendo assim, uma linha na metade superior do espaço K



**Figura 3.34** Como os gradientes atravessam o espaço K.



é preenchida. A amplitude deste gradiente determina a distância cruzada (B). Quanto maior a amplitude do gradiente de fase, mais para cima se localiza a linha no espaço K que será preenchida com as informações do eco. Portanto, a combinação entre o gradiente de fase e o lobo negativo do gradiente de frequência determina a que ponto do espaço K começa o armazenamento de informações.

O gradiente de codificação de frequência é então comutado positivamente e durante sua aplicação as informações do eco são lidas. Como o gradiente de codificação de frequência é positivo, os dados são colocados em uma linha do espaço K da esquerda para a direita. A distância percorrida depende da amplitude do lobo positivo do gradiente e determina o tamanho do FOV na direção de frequência da imagem. Esse é apenas um exemplo de como o espaço K pode ser preenchido. Se o gradiente de fase for negativo, uma linha na metade inferior do espaço K será preenchida exatamente da mesma maneira descrita anteriormente. O cruzamento do espaço K em sequências *spin*-eco é mais complicado, à medida que o pulso de RF de  $180^\circ$  se move através do espaço K para o lado oposto em ambas as direções.

## Opções de preenchimento do espaço K

O modo como o espaço K é preenchido depende da maneira como as informações são adquiridas e podem ser manipuladas para se ajustar às circunstâncias do exame. Isso ocorre especialmente quando se reduz o tempo de exame. O preenchimento do espaço K é manipulado em muitas opções de aquisição de imagens, sequências e tipos de aquisição. Isso inclui o seguinte:

- campo de visão retangular (Capítulo 4)
- anti-aliasing (Capítulo 7)
- sequências *spin*-eco rápidas (Capítulo 5)
- aquisição de imagens *keyhole* (Capítulo 5)
- compensação respiratória (Capítulo 7)
- aquisição de imagens paralelas (Capítulo 5)
- aquisição de imagens *single shot* e ecoplanar (Capítulo 5).

O preenchimento do espaço K associado às opções anteriores será discutido nos capítulos pertinentes e resumido na Tabela 3.4. No entanto, é apropriado que descrevamos aqui duas outras opções que empregam preenchimento alterado do espaço K. São elas:

- aquisição de imagens de eco parcial
- média parcial ou fracionária, ou meia-Fourier.

## Imagem por eco parcial

A imagem de eco parcial é realizada quando apenas parte do sinal ou eco é lido durante a aplicação do gradiente de codificação de frequência. Como anteriormente descrito, o pico do eco ou sinal geralmente é centralizado no meio da janela de aquisição. Por exemplo, se o gradiente de codificação de frequência é comutado para 8 ms, as frequências são digitalizadas durante 4 ms de refasagem e 4 ms de defasagem. Esse sinal é mapeado em relação ao eixo de frequência do espaço K, e a metade esquerda da área de frequência do espaço K é um espelho da metade direita.

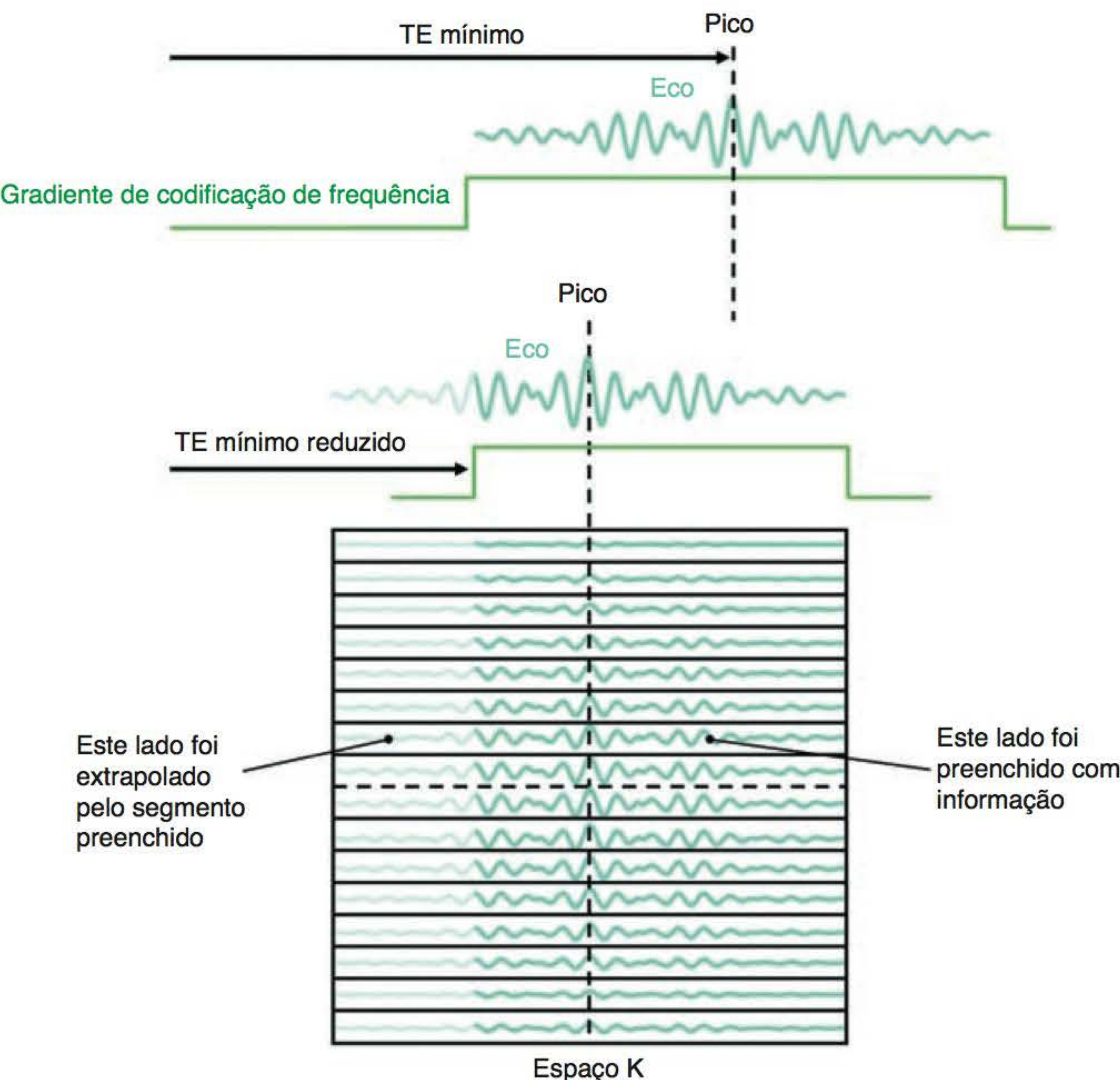
Quando é necessário um TE muito curto, é preciso refasar o eco mais cedo do que quando se utiliza um TE mais longo. Entretanto, devido a limitações de gradiente, pode não ser possível trocar o gradiente de codificação de frequência mais cedo do que o normal. Pela seleção de um eco parcial ou fracionário, é possível trocar o gradiente de codificação de frequência no tempo normal, mas obter o pico do eco antes e não centralizado no meio da janela de aquisição. Isso significa que apenas o pico e a parte de defasagem do eco são amostrados e, portanto, inicialmente, somente metade da área de frequência do espaço K é preenchida (o lado direito do espaço K). No entanto, devido à simetria entre os lados direito e esquerdo do espaço K, o sistema pode extrapolar as informações do lado direito do espaço K e colocá-las também do lado esquerdo.



**Tabela 3.4** Opções de preenchimento do espaço K.

Opção	Resolução	SNR	Tempo de exame	Objetivo
Nivelamento parcial	Mesma	Menor	Menor	Reduzir o tempo quando a SNR é boa
Eco parcial	Mesma	Mesma	Mesmo	Automático para TE curto
FOV retangular	Mesma	Menor	Menor	Reduzir o tempo quando a anatomia é retangular
Anti-aliasing (GE, Philips)	Mesma	Mesma	Mesmo	Eliminar <i>aliasing</i>
Anti-aliasing (Siemens)	Mesma	Maior	Maior	Eliminar <i>aliasing</i>
Spin-eco rápido	Mesma	Mesma	Menor	Reduzir o tempo de exame
Aquisição de imagens <i>keyhole</i>	Mesma	Mesma	Menor	Para resolução temporal e SNR
Compensação respiratória	Mesma	Mesma	Ligeiramente maior	Para reduzir artefatos respiratórios
Aquisição de imagens paralelas	Mesma	Mesma	Menor	Reduzir o tempo de exame
	Maior	Menor	Mesmo	Aumentar a resolução

Desse modo, embora inicialmente apenas o lado direito do espaço K esteja preenchido com dados, após a extrapolação, os dois lados contêm informação e o sinal não se perde da imagem. A aquisição de imagens por eco parcial é rotineiramente empregada quando são selecionados TE muito curtos. O emprego de um TE muito curto permite a ponderação máxima em T1 e densidade protônica e o maior número de cortes para um dado TR (Figura 3.35).



**Figura 3.35** Eco parcial.



## Média parcial, fracionária ou meia-Fourier

As metades positiva e negativa do espaço K em cada lado do eixo de fase são simétricas (imagem em espelho). Se pelo menos metade das linhas do espaço K selecionadas forem preenchidas durante a aquisição, o sistema terá informação suficiente para produzir uma imagem. Por exemplo, se apenas 75% do espaço K forem preenchidos, apenas 75% das codificações de fase selecionadas precisarão ser realizadas para completar o exame (Figura 3.36). Assim, o tempo de exame será reduzido.

Se forem selecionados 256 codificações de fase, 1 NEX e TR de 1 segundo, teremos:

$$\text{Tempo de exame} = 256 \times 1 \times 1 = 256 \text{ s.}$$

Se forem selecionados 256 codificações de fase, 0,75 NEX e TR de 1 segundo, apenas 75% do espaço K serão preenchidos com informações durante o exame. O restante será preenchido com zeros:

$$\text{Tempo de exame} = 256 \times 0,75 \times 1 = 192 \text{ s.}$$

O tempo de exame é reduzido, porém menos informação é adquirida, de modo que a imagem tem menos sinal. Não é possível extrapolar a informação que falta como no eco parcial porque o eixo de fase vertical do espaço K é o eixo no qual os artefatos de movimento são observados, isto é, por causa da movimentação do paciente não é possível dizer que as informações na linha +128 são as mesmas da linha -128 porque teriam transcorrido 256 TR entre o preenchimento destas duas linhas, e, durante esse tempo, é provável que o paciente tenha se mexido. É por isso que são colocados zeros nas linhas vazias do espaço K e o sinal é menor do que quando todas as linhas são preenchidas.

A **média parcial** pode ser utilizada quando é necessário reduzir o tempo de exame e quando a perda de sinal resultante não é de grande importância.

## Tipos de aquisição

Basicamente, existem três modos de aquisição de dados:

- sequencial
- volumétrica bidimensional
- volumétrica tridimensional.

Com **aquisições sequenciais** obtêm-se todos os dados do corte 1 e, então, prosseguem para conseguir os dados do corte 2 (todas as linhas do espaço K são preenchidas para o corte 1 e depois todas as linhas são preenchidas para o corte 2, e assim sucessivamente). Os cortes, por-

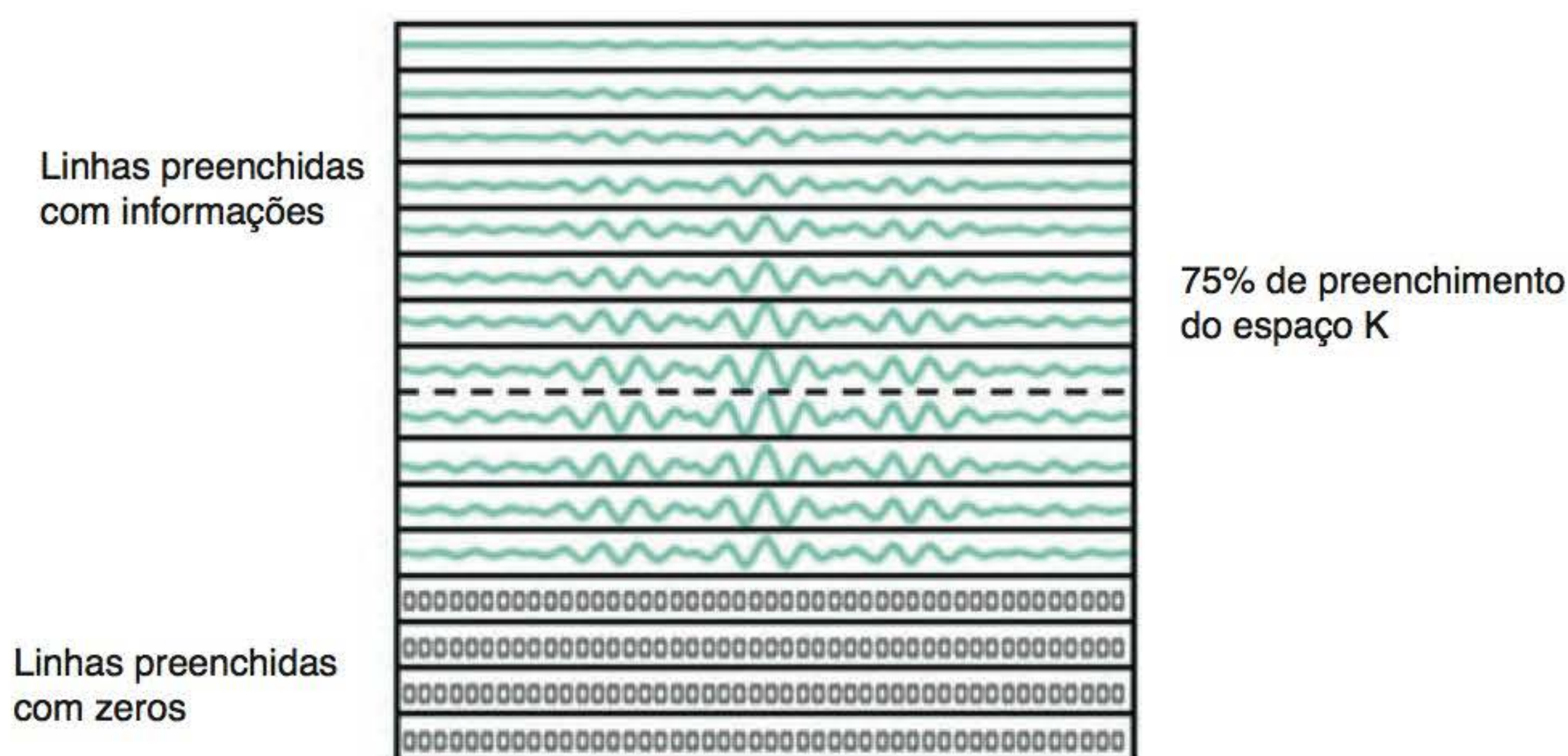


Figura 3.36 Fourier parcial.



tanto, são mostrados na medida em que são adquiridos (não muito diferente do que acontece na tomografia computadorizada).

**Aquisições volumétricas bidimensionais (2D)** preenchem uma linha do espaço K para o corte 1 e partem para o preenchimento da mesma linha do espaço K no corte 2 etc. Quando esta linha é preenchida para todos os cortes, a linha seguinte do espaço K é preenchida para os cortes 1, 2, 3 etc. Esse é o tipo mais comum de aquisição de dados.

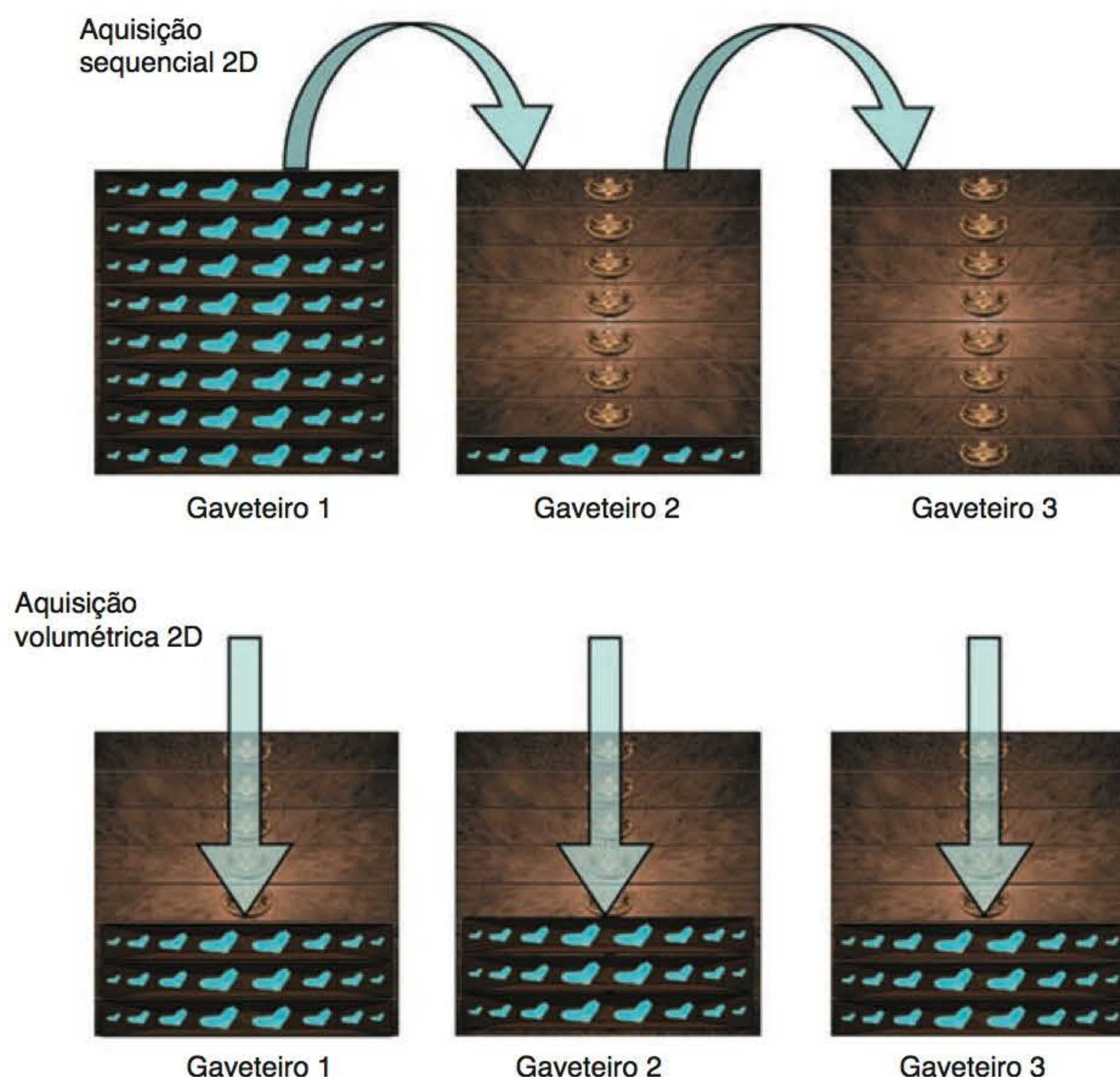
## Saiba mais: tipo de aquisição e a analogia com o gaveteiro



Retornemos à analogia com o gaveteiro para explicar os diferentes tipos de aquisição. Imagine três gaveteiros que representam três cortes da nossa aquisição.

- Uma aquisição sequencial é aquela na qual preencheríamos todas as gavetas do gaveteiro 1 antes de passarmos para o gaveteiro 2. Esse tipo de aquisição deve ser usado com técnicas de apneia
- Aquisição volumétrica bidimensional é aquela na qual preencheríamos a gaveta de cima de cada um dos gaveteiros em um TR e, no TR seguinte, preencheríamos a gaveta abaixo em cada um dos três gaveteiros. Esse é o tipo de aquisição mais típico e aquele ao qual nos referimos para muitas explicações neste capítulo (Figura 3.37).

Com **aquisições volumétricas tridimensionais (3D)** (aquisição de imagens com volume) obtêm-se dados de um volume inteiro de tecido, e não de cortes separados. O pulso de excitação não seleciona cortes, e todo o volume da imagem sofre excitação. Ao final da aquisição, o volume ou bloco (*slab*) é dividido (partições bem definidas) pelo gradiente de seleção de corte



**Figura 3.37** Métodos de aquisição de informação.



que, quando ligado, separa os cortes de acordo com seu valor de fase ao longo do gradiente. Esse processo agora é chamado de codificação de corte. Podem ser obtidos muitos cortes (geralmente entre 128 e 256) sem intervalo (*slice gap*). Em outras palavras, os cortes são contíguos. As vantagens da aquisição de imagens com volume serão discutidas com mais detalhes no Capítulo 4.

Este capítulo apresentou os mecanismos básicos de gradientes. Uma discussão mais detalhada, incluindo sistemas de gradiente de alta velocidade e suas aplicações, poderá ser encontrada no Capítulo 9.

Como já foram explorados os tópicos relacionados com a aquisição de dados e formação de imagem, serão discutidos no próximo capítulo os parâmetros disponíveis para o operador e seu modo de interação.



# 4

## Parâmetros e Equilíbrio entre Vantagens e Desvantagens

- Introdução, 87
- Razão sinal-ruído, 87
- Razão contraste-ruído (CNR), 104
- Resolução espacial, 105
- Tempo de exame, 107
- Equilíbrio entre vantagens e desvantagens, 111
- Tomada de decisões, 111
- Aquisição de imagens por volume, 113

### Introdução

Existem muitos parâmetros disponíveis para que o operador de RM prepare um protocolo. Embora comumente o protocolo seja considerado um modo de examinar determinada região do corpo ou patologia (p. ex., protocolo para o cérebro, protocolo para tumores), é importante que os protocolos sejam considerados em uma faixa mais ampla de abrangência. Um protocolo é definido como um “conjunto de regras” e em RM essas regras são parâmetros diversos que podem ser selecionados pelo operador do equipamento. Incluem parâmetros extrínsecos de contraste, parâmetros geométricos e várias opções de aquisição de imagens.

A escolha da sequência de pulso determina a ponderação e a qualidade das imagens, além da sensibilidade à patologia. Os parâmetros temporais especificamente selecionados determinam a ponderação da imagem. Como discutido anteriormente:

- TR determina a ponderação em T1 e a densidade protônica
- o ângulo de inclinação controla a ponderação em T1 e a densidade protônica
- TE controla a ponderação em T2.

A qualidade das imagens é controlada por muitos fatores, que também definem os parâmetros que são selecionados em um protocolo. É muito importante que o operador conheça esses fatores e a maneira com que se inter-relacionam, para que a melhor qualidade de imagem possa sempre ser obtida. As quatro principais considerações para estabelecer a qualidade da imagem são:

- razão sinal-ruído (SNR)
- razão contraste-ruído (CNR)
- resolução espacial
- tempo de exame

### Razão sinal-ruído

A **razão sinal-ruído** (SNR, *signal to noise ratio*) é a razão entre a amplitude do sinal recebido e a amplitude média de ruído.



- O **sinal** é a voltagem induzida na bobina de recepção pela precessão do VME no plano transversal
- O **ruído** representa as frequências que existem de forma aleatória no tempo e no espaço. É equivalente à interferência no rádio quando a emissora não é adequadamente sintonizada, e parte de sua energia são resíduos do “Big Bang”. No contexto da RM, o ruído é gerado pela presença do paciente no tubo do magneto e pelo ruído elétrico de base do sistema. O ruído é constante para todos os pacientes e depende de sua estrutura corporal, da área que será examinada e do ruído inerente ao sistema.

O ruído ocorre em todas as frequências e também é aleatório no tempo e no espaço. O sinal, no entanto, é cumulativo, ocorre em um tempo TE, depende de inúmeros fatores e pode ser modificado. Portanto, o sinal pode ser aumentado ou diminuído em relação ao ruído. A elevação do sinal aumenta a SNR, enquanto a redução do sinal diminui a SNR. Portanto, qualquer fator que influencie a amplitude do sinal também afeta a SNR. Os fatores que afetam a SNR incluem:

- potência do campo magnético do sistema
- densidade protônica da área examinada
- volume do voxel
- TR, TE e ângulo de inclinação
- NEX
- largura da banda de recepção
- tipo de bobina.

## Potência do campo magnético

A potência do campo magnético representa uma parte importante na determinação da SNR. Como foi descrito no Capítulo 1, à medida que a potência do campo magnético aumenta, o mesmo acontece com a diferença de energia entre os núcleos de alta e baixa energia. À medida que a diferença de energia aumenta, menos núcleos têm energia suficiente para alinhar seus momentos magnéticos em oposição ao  $B_0$ . Assim, o número de núcleos *spin-up* aumenta em relação ao número de núcleos *spin-down*. O VME, desse modo, aumenta de tamanho nas potências mais altas do campo magnético, e, como resultado disso, existe mais magnetização disponível para a aquisição de imagem do paciente. Portanto, a SNR aumenta. Embora a potência do campo magnético não possa ser alterada, quando se adquirem imagens com sistemas de baixo campo, a SNR pode ser comprometida e pode ser preciso tomar medidas para aumentar a SNR, o que não é necessário quando se utilizam sistemas de potência de campo alta. Isso geralmente é feito aumentando-se o tempo de realização do exame.

## Densidade protônica

O número de prótons na área examinada determina a amplitude do sinal recebido. Áreas de baixa densidade protônica (como os pulmões) têm sinal baixo e, portanto SNR baixa, enquanto áreas com alta densidade de prótons (como a pelve) tem alto sinal e, portanto, SNR alta. A densidade protônica de um tecido é inerente a esse tecido e não pode ser alterada (é por isso que se constitui em um parâmetro de contraste intrínseco, como discutido no Capítulo 2). No entanto, como a SNR provavelmente pode ser comprometida ao se realizar aquisição de imagens em áreas de baixa densidade protônica, pode ser necessário tomar medidas para incrementar a SNR, o que não é necessário ao examinar áreas com alta densidade protônica.

## Volume do voxel

A unidade estrutural de uma imagem digital é o pixel. O brilho do pixel representa a potência do sinal de RM gerado por uma unidade de volume de tecido do paciente (**voxel**). O voxel

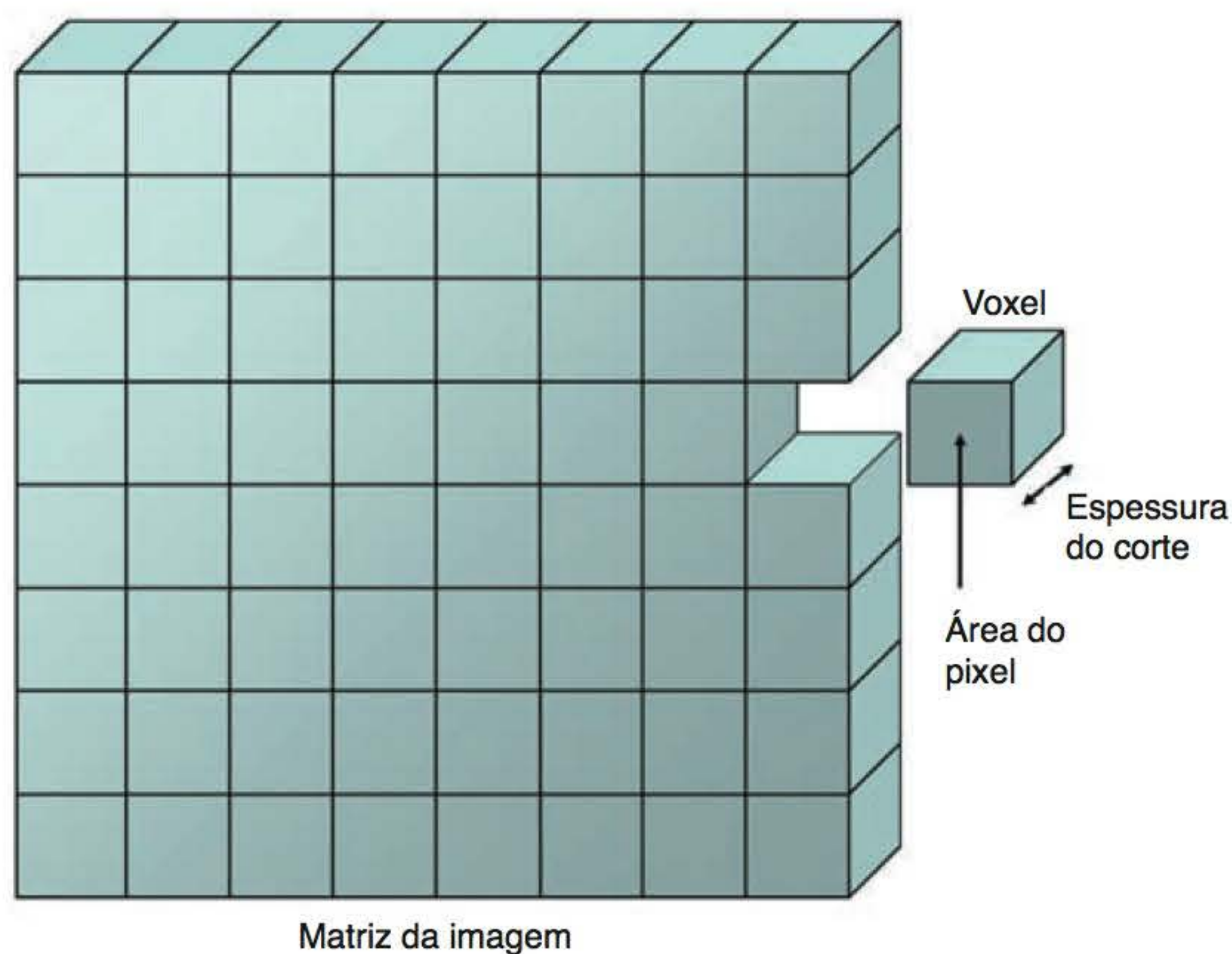


representa o volume de um tecido e é determinado pela área de pixel e pela espessura do corte (Figura 4.1). A área de pixel é determinada pelo tamanho do FOV e pelo número de pixels no FOV ou matriz. Portanto,

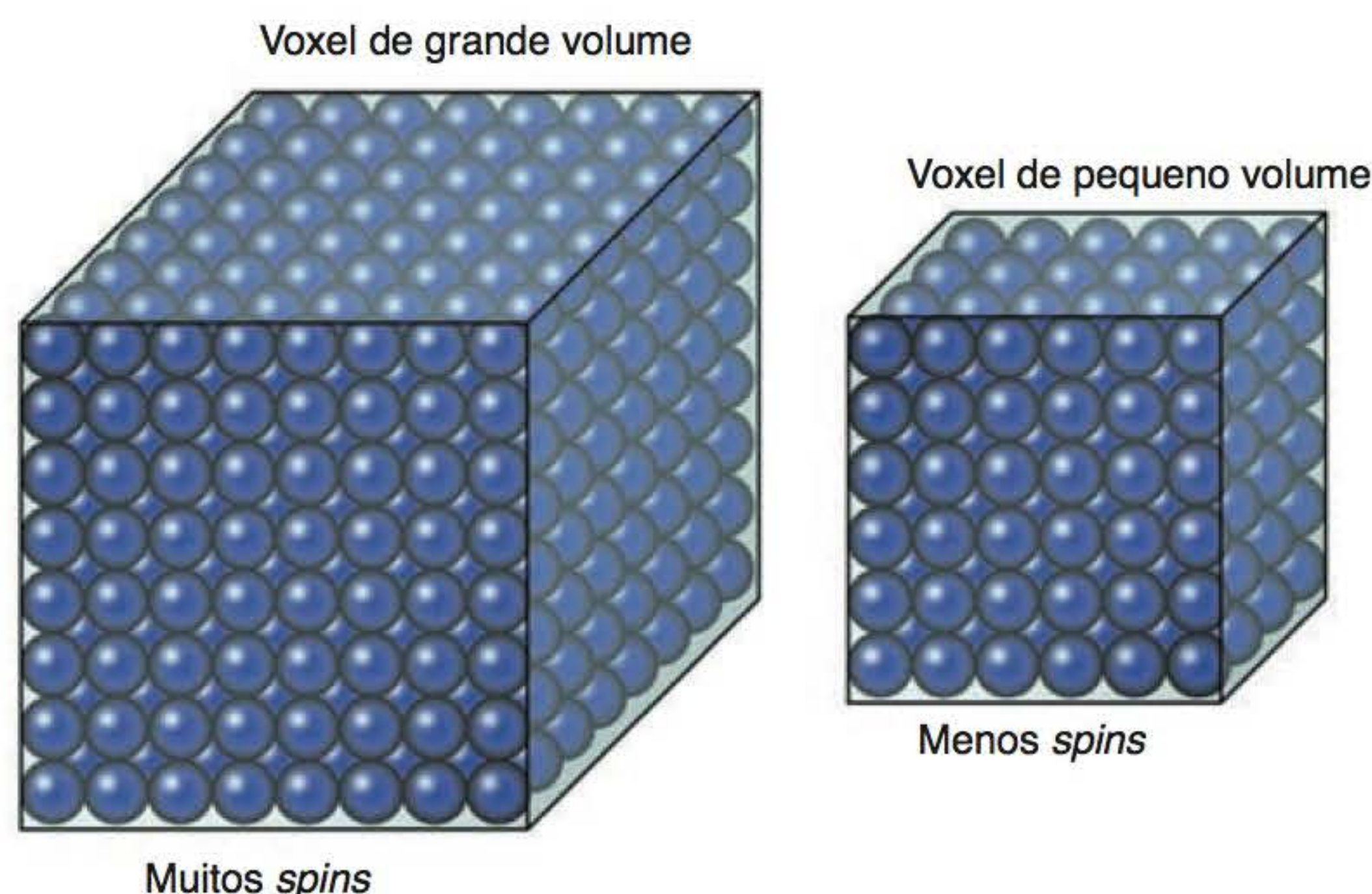
$$\text{Área de pixel} = \text{dimensões do FOV} \div \text{tamanho da matriz}$$

A **matriz grosseira** é aquela com baixo número de codificação de frequência e/ou codificação de fase, que resulta em um baixo número de pixels no FOV. Para um dado FOV uma matriz grosseira resulta em pixels e voxels grandes. A **matriz fina** é aquela com alto número de codificação de frequência e/ou codificação de fase, que resulta em um grande número de pixels no FOV. Para um dado FOV a matriz fina resulta em pixels e voxels pequenos.

Voxels grandes contêm mais *spins* ou núcleos do que voxels pequenos, e, portanto, existem mais núcleos para contribuir com a intensidade do sinal. Voxels grandes têm SNR mais alta do que voxels pequenos (Figura 4.2).



**Figura 4.1** Voxel. O grande quadrado em verde é o FOV.

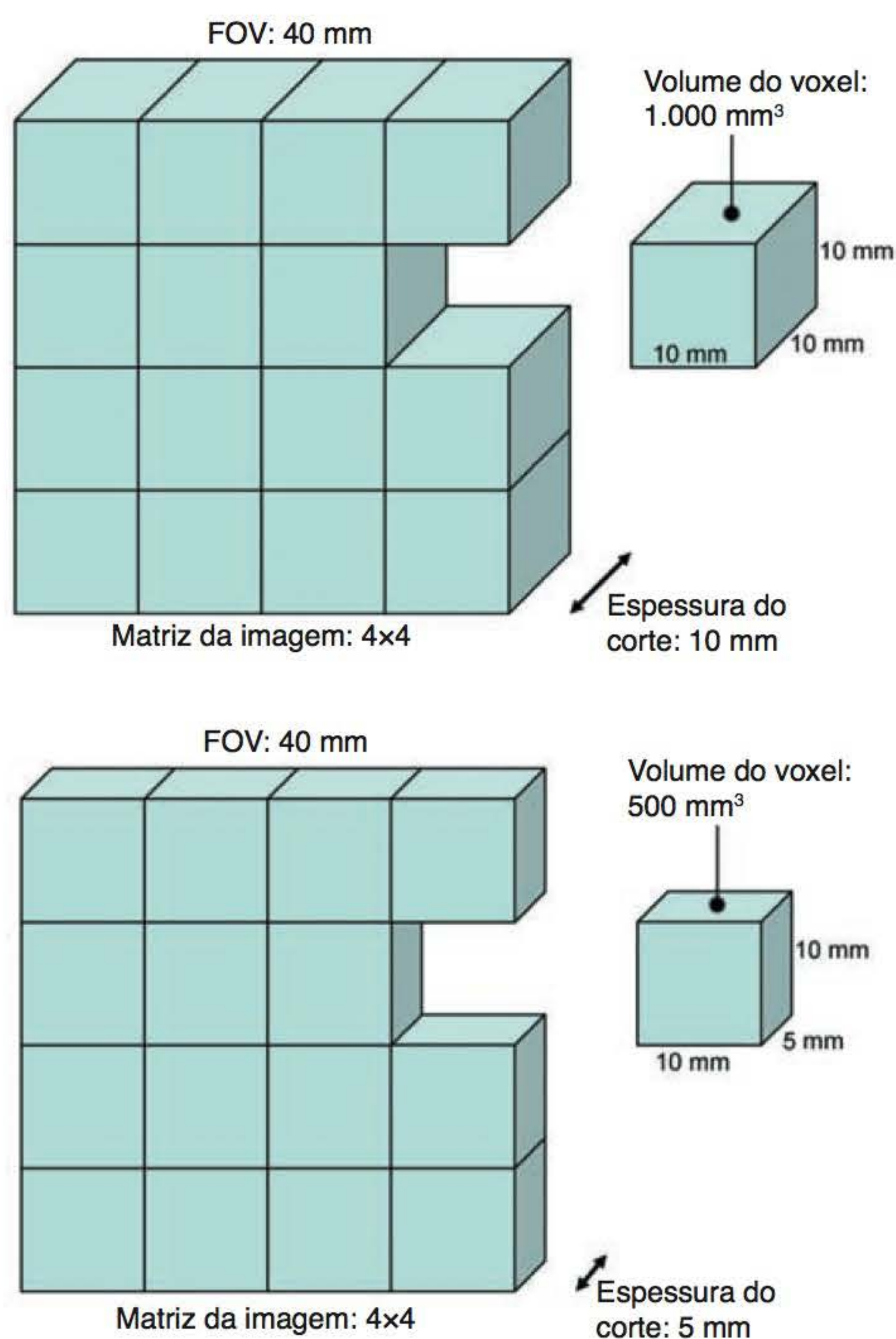


**Figura 4.2** Volume do voxel e SNR (o número de *spins* não é representativo).



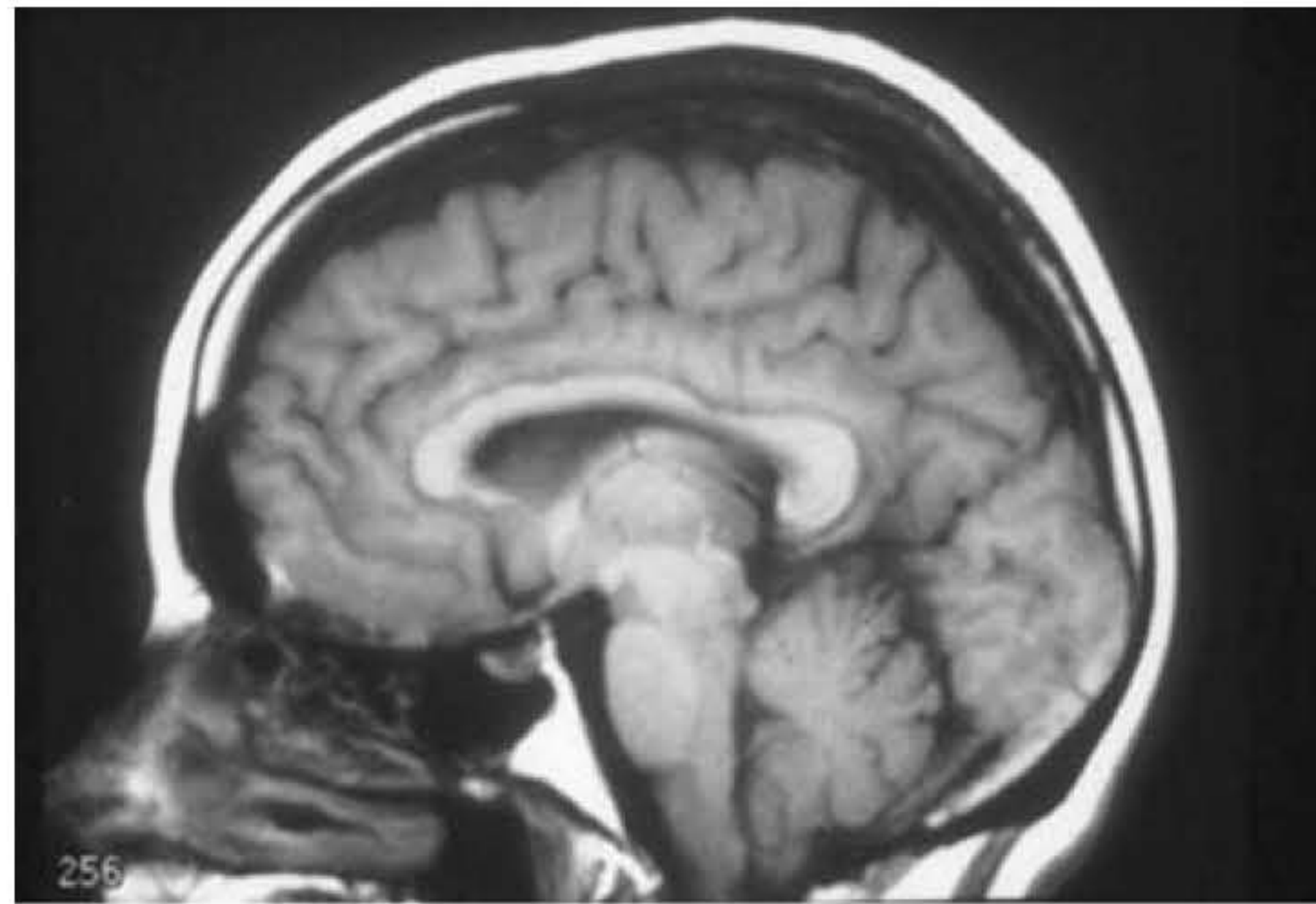
Portanto, a SNR é proporcional ao volume de voxels, e, qualquer parâmetro que modifique o tamanho do voxel altera também a SNR. Qualquer seleção que reduza o tamanho do voxel reduz a SNR, e vice-versa. Isso pode ser conseguido de três maneiras:

- **Modificação da espessura de corte.** Observe as Figuras 4.3, 4.4 e 4.5. Nesse exemplo, o tamanho do voxel é alterado reduzindo-se a espessura do corte pela metade, de 10 mm para 5 mm. Isso implica a redução do volume de voxel pela metade, de 1.000 mm<sup>3</sup> para 500 mm<sup>3</sup> e, portanto, a SNR. Comparando a Figura 4.4 com a Figura 4.5, fica claro que o corte mais espesso tem uma SNR melhor do que o corte fino
- **Modificação da matriz de imagem.** A matriz de imagem é o número de pixels na imagem. É identificado por dois números. Um representa o número de pixels existentes na direção da frequência (geralmente o eixo longitudinal da imagem), e o outro representa o número de pixels na fase (geralmente o eixo transversal da imagem) (Figura 4.6). Observe as Figuras 4.7 e 4.8, nas quais a matriz de fase foi aumentada de 128 (Figura 4.7) para 256 (Figura 4.8). Como o FOV permaneceu o mesmo, existem menos pixels e voxels na Figura 4.8 do que na Figura 4.7. Portanto, como o volume de voxel caiu pela metade neste exemplo, o mesmo aconteceu com a SNR
- **Modificação do FOV.** Observe as Figuras 4.9, 4.10 e 4.11. O FOV caiu para metade, o que reduziu pela metade a dimensão do pixel ao longo dos dois eixos. Portanto, o volume de voxel e a SNR são reduzidos a ¼ do seu valor original (de 1.000 mm<sup>3</sup> para 250 mm<sup>3</sup>). Quando comparamos a Figura 4.10 com a Figura 4.11 fica evidente que a SNR foi significativamente reduzida na Figura 4.11, mas a resolução aumentou. Dependendo da área examinada e da bobina de recepção usada, algumas vezes é necessário tomar algumas medidas para aumentar a SNR quando se utiliza um FOV pequeno.



**Figura 4.3** Espessura do corte versus SNR.

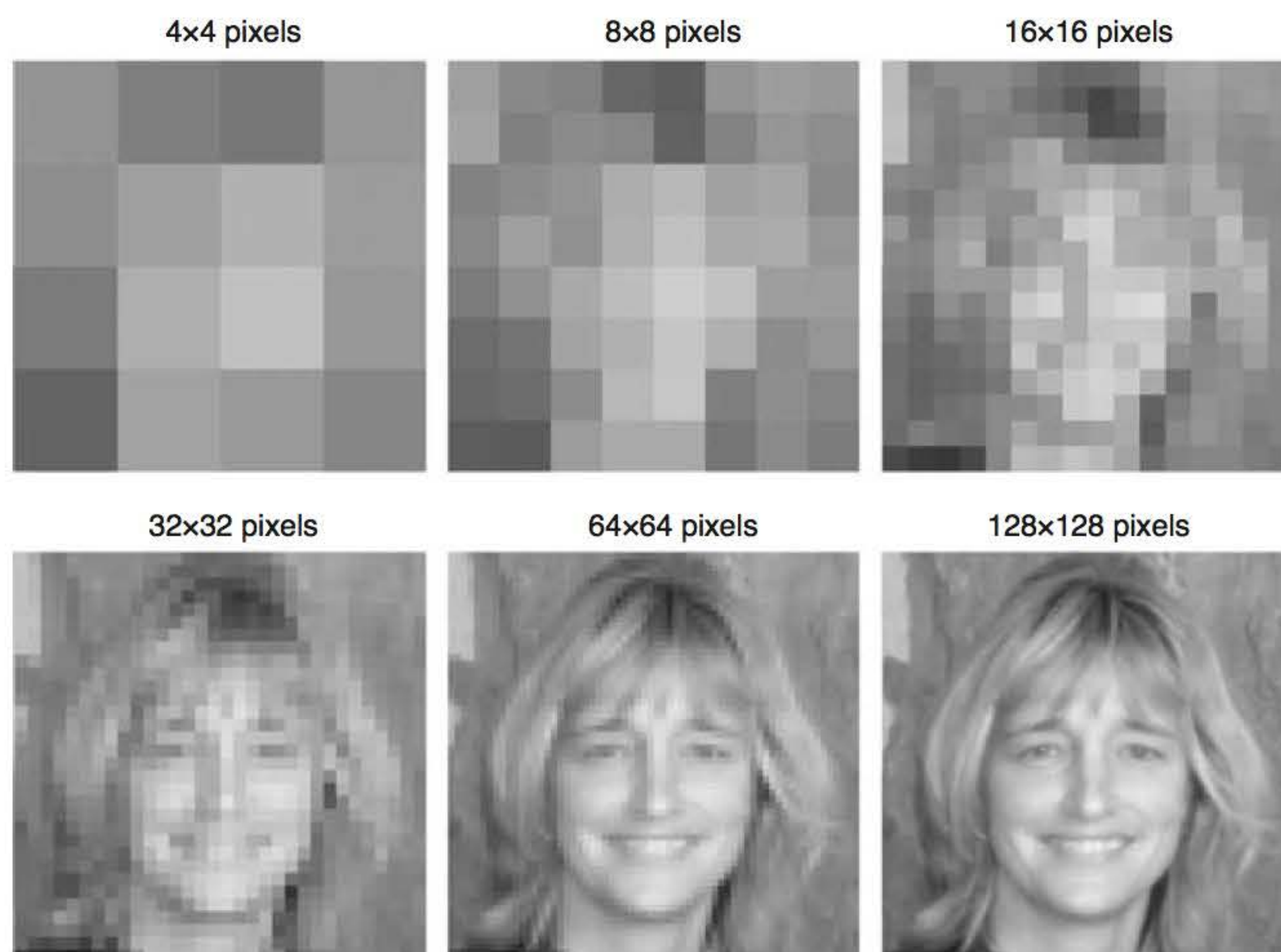




**Figura 4.4** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 adquirida com espessura de corte de 10 mm.

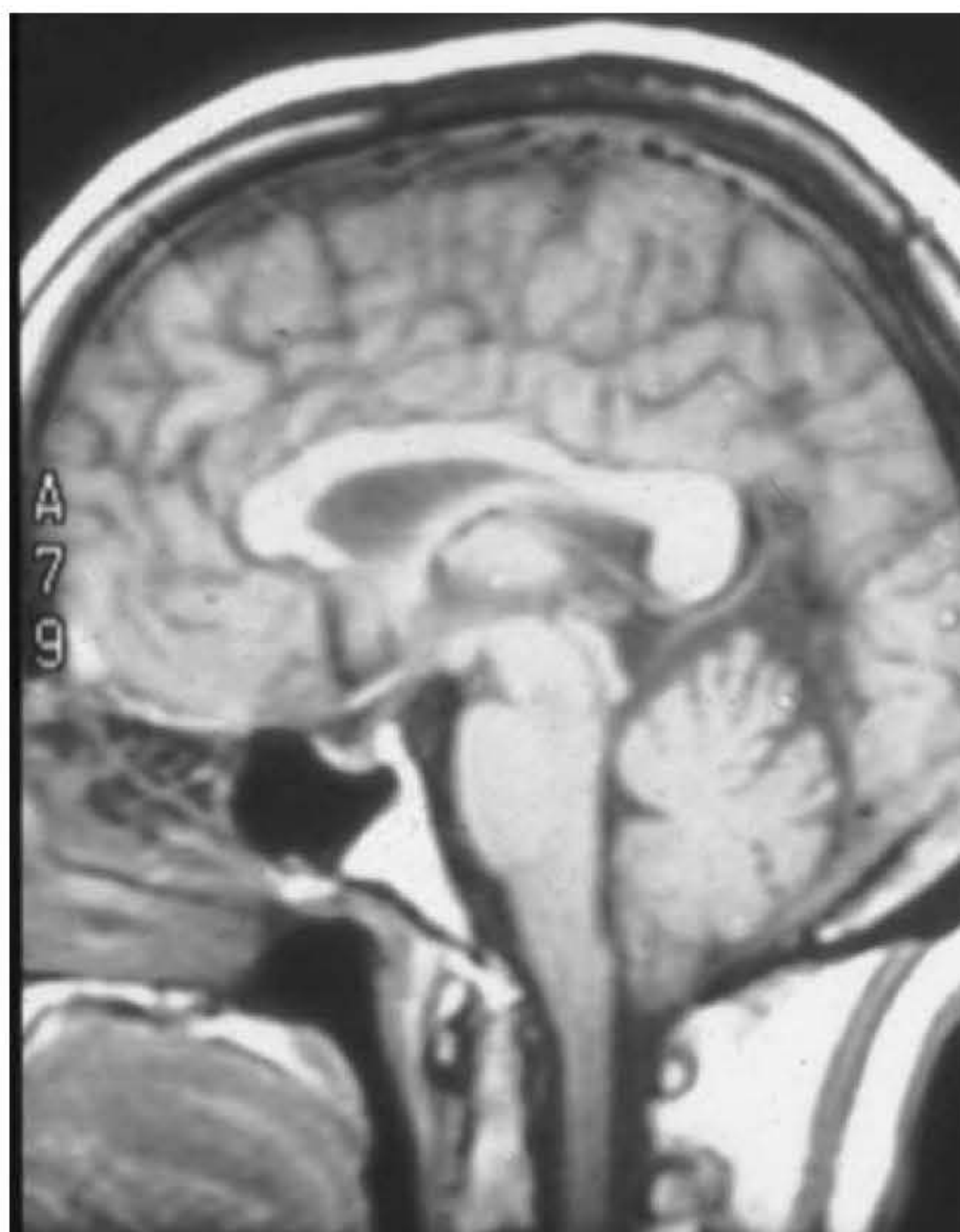


**Figura 4.5** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 adquirida com espessura de corte de 5 mm.



**Figura 4.6** Mudando a matriz da imagem. Observe as alterações na resolução.



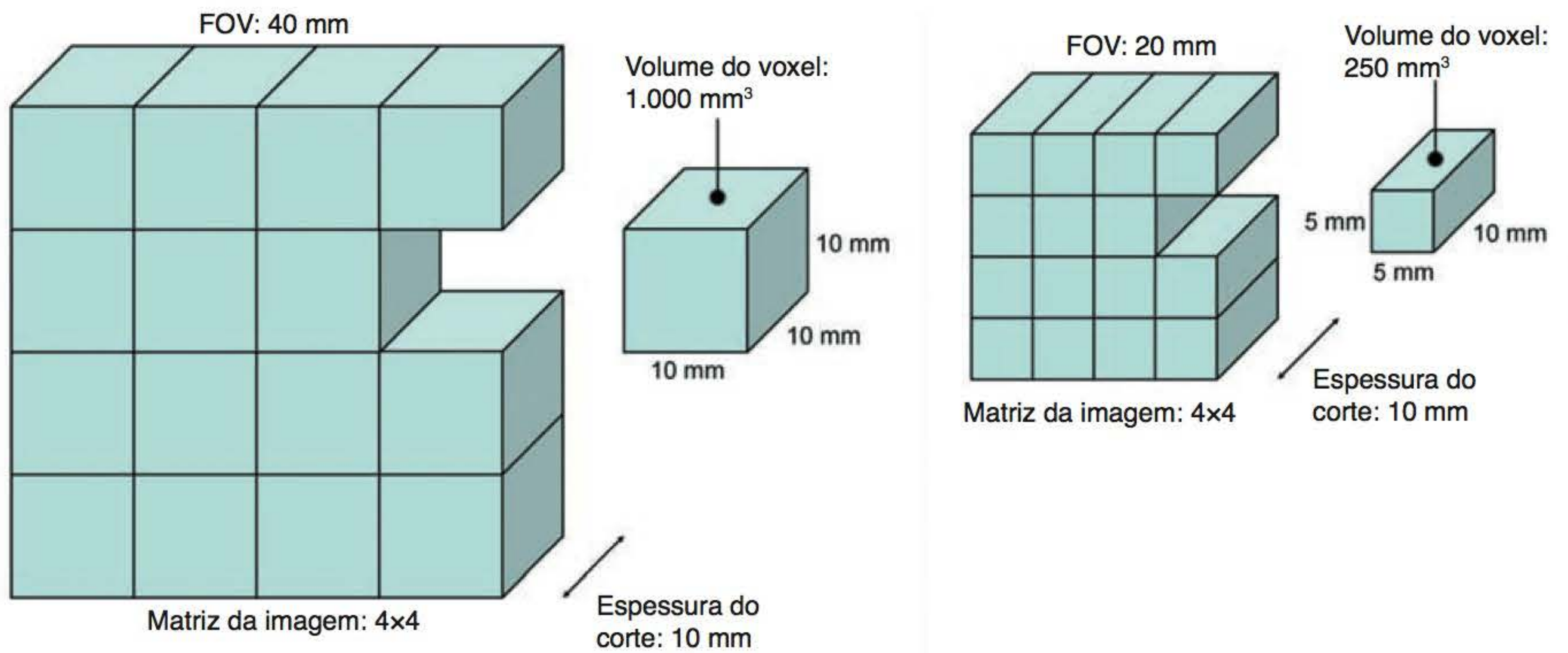


**Figura 4.7** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 adquirida com matriz de fase de 128.

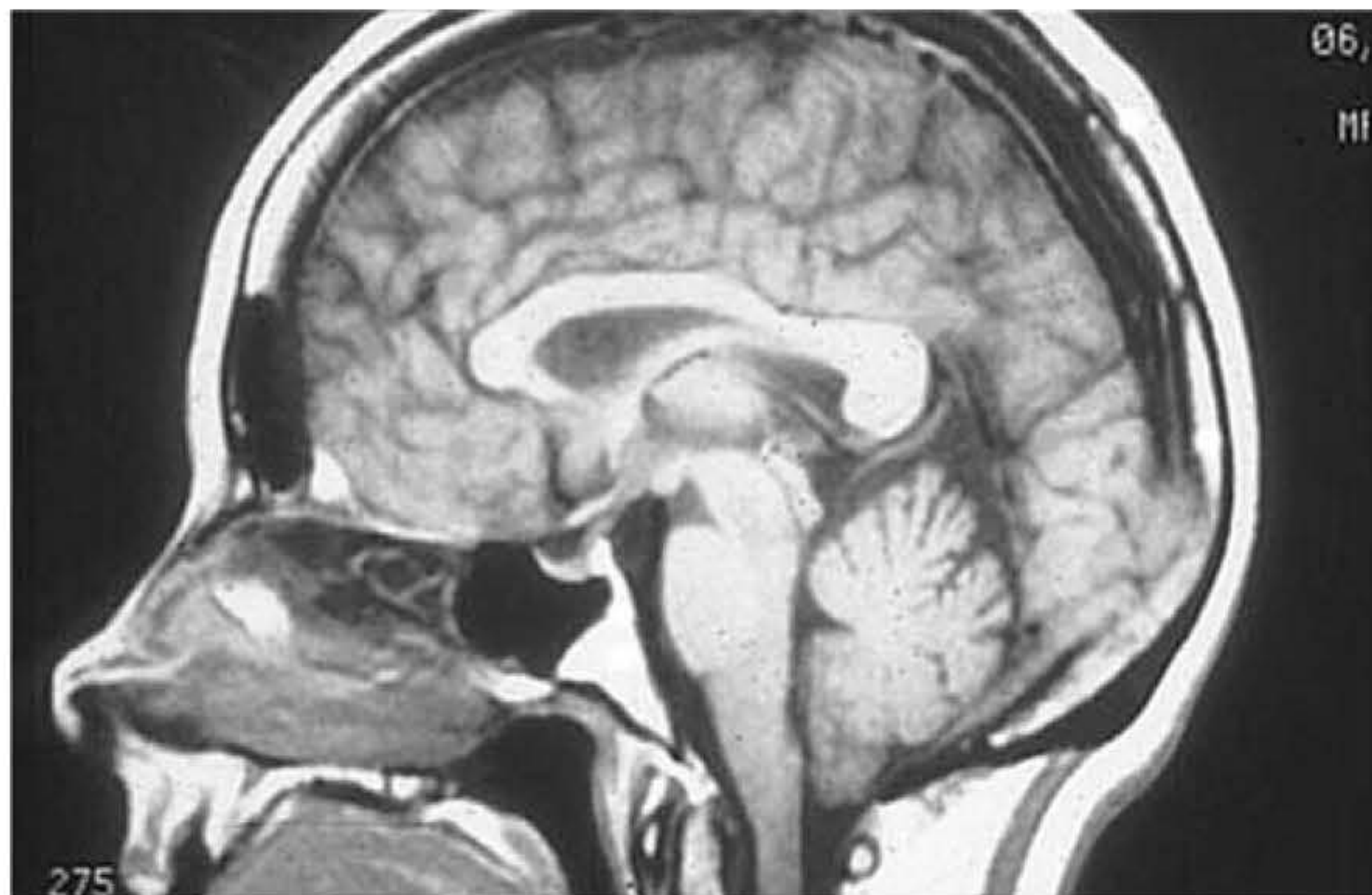


**Figura 4.8** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 adquirida com matriz de fase de 256.

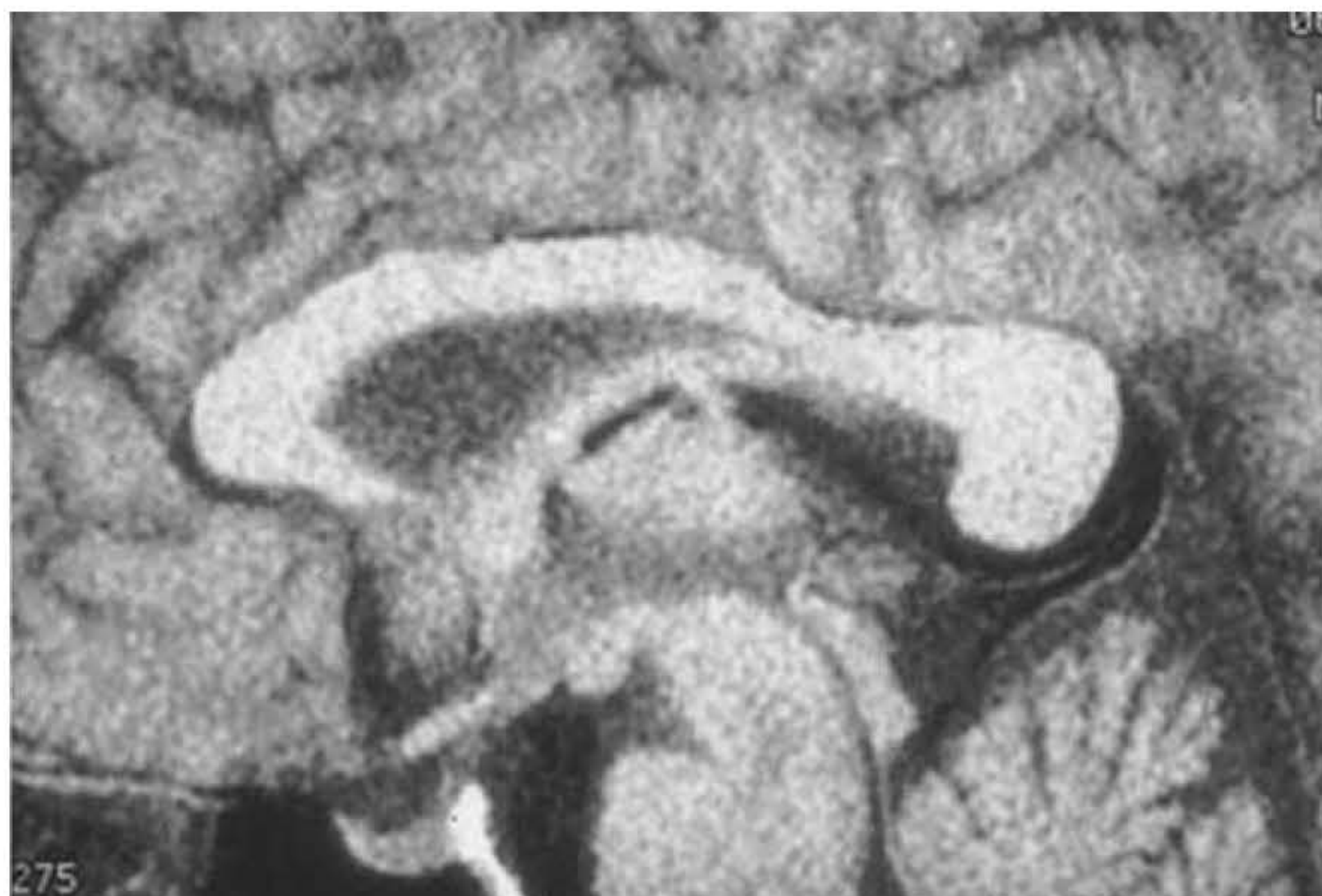




**Figura 4.9** FOV versus SNR.



**Figura 4.10** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 adquirida com FOV de 24 cm.



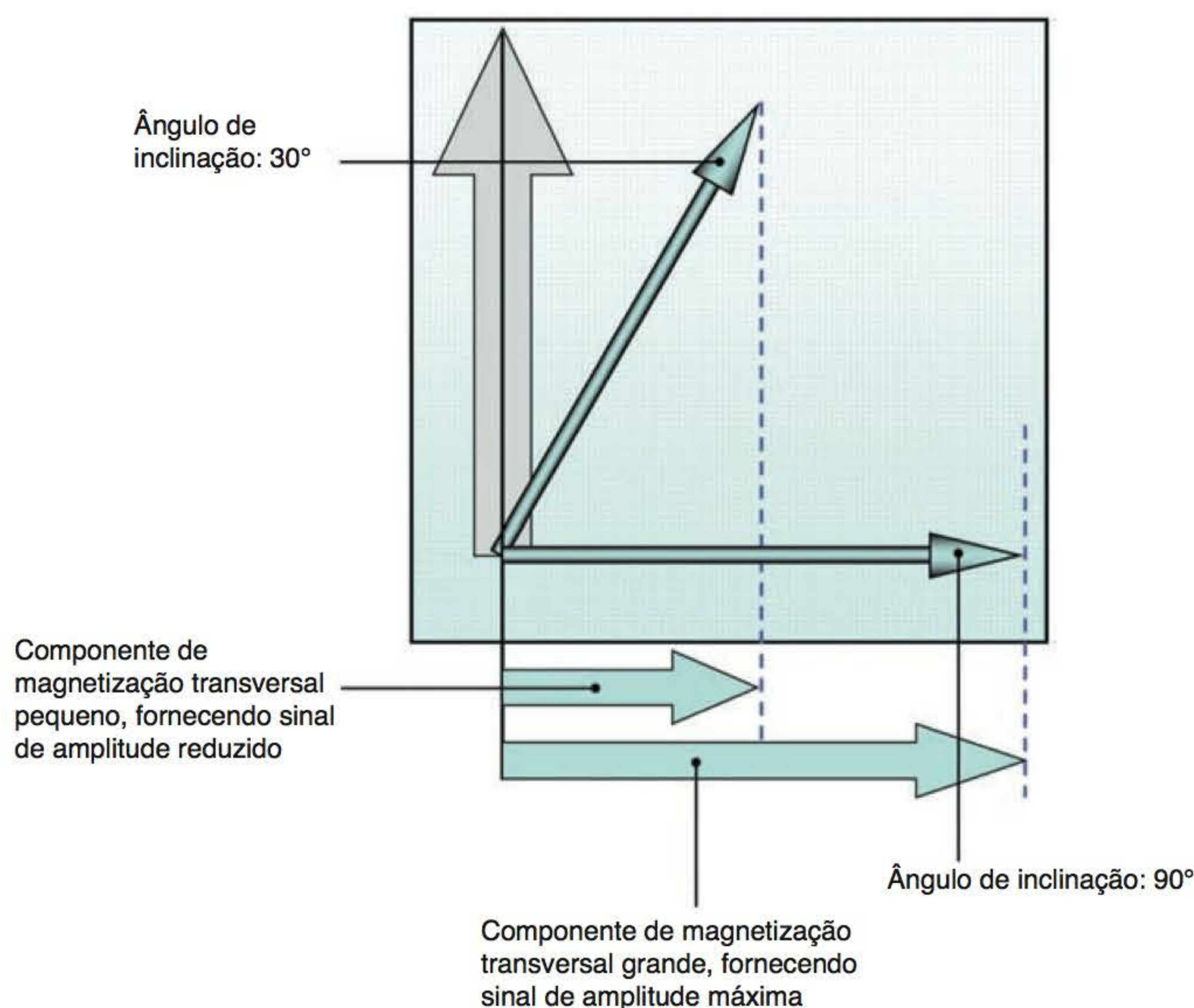
**Figura 4.11** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 adquirida com FOV de 12 cm.



## TR, TE e ângulo de inclinação

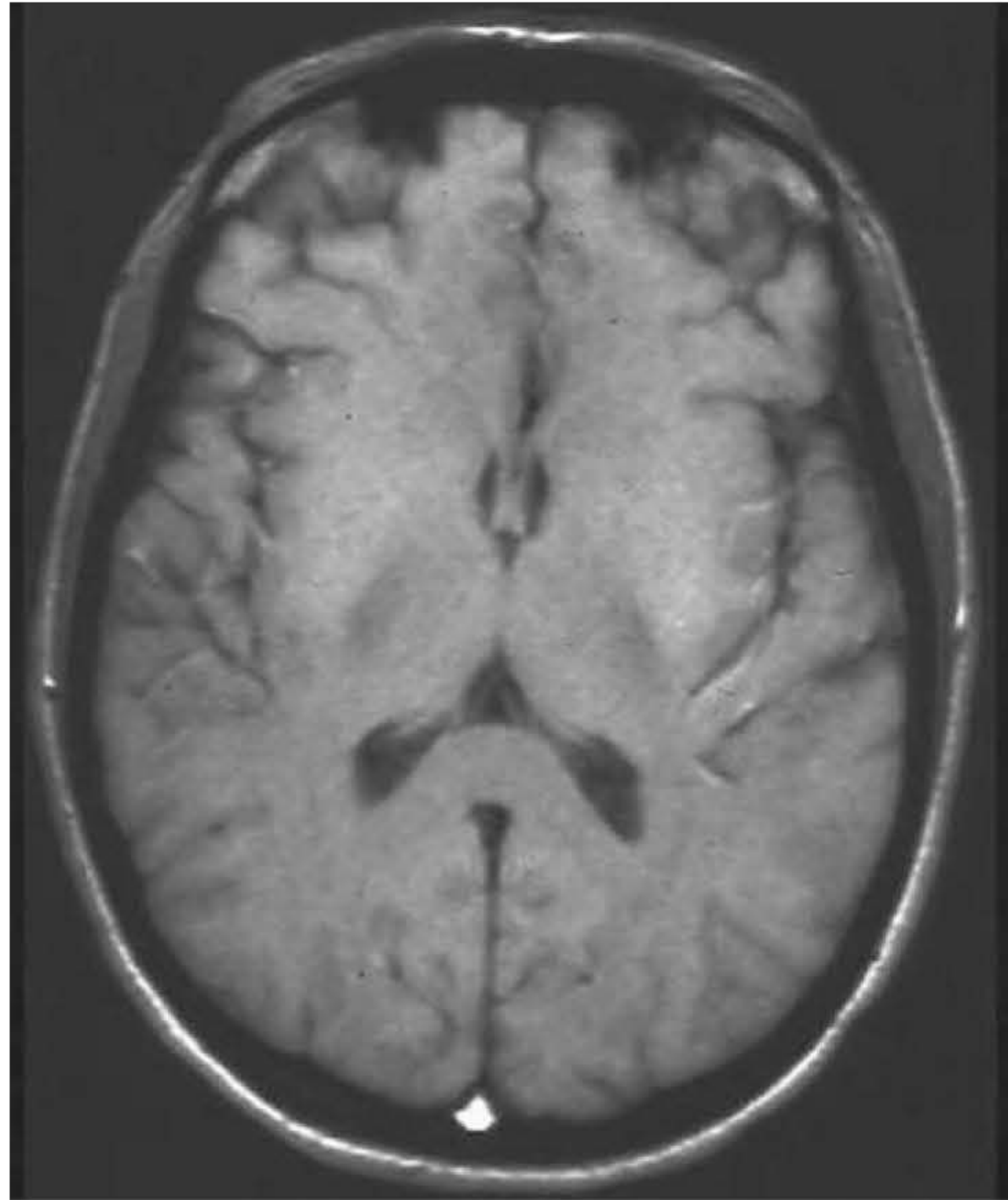
Embora TR, TE e ângulo de inclinação sejam geralmente considerados parâmetros que influenciam o contraste da imagem, eles também influenciam a SNR e, conseqüentemente, a qualidade da imagem. Sequências de pulso *spin*-eco geralmente têm mais sinal do que sequências gradiente-eco uma vez que a magnetização longitudinal é convertida em magnetização transversal pela aplicação do ângulo de inclinação de  $90^\circ$ . As sequências de pulso gradiente-eco convertem apenas parte da magnetização longitudinal em magnetização transversal, uma vez que usam ângulos de inclinação diferentes de  $90^\circ$ . Além disso, o pulso de anulação de  $180^\circ$  é mais eficiente na refasagem do que o gradiente de refasagem das sequências gradiente-eco, e assim o eco resultante tem uma amplitude maior de sinal.

- O ângulo de inclinação controla a magnetização transversal que é criada, o que induz um sinal na bobina (Figuras 4.12, 4.13 e 4.14). A amplitude máxima de sinal é criada com ângulos de inclinação de  $90^\circ$ . Observe as Figuras 4.13 e 4.14 nas quais o ângulo de inclinação foi modificado de  $90^\circ$  para  $10^\circ$ . A SNR resultante é significativamente reduzida de modo que são necessárias medidas para aumentá-la e melhorar a qualidade da imagem
- O TR controla a magnetização longitudinal a ser recuperada antes da aplicação do pulso de excitação seguinte. Um TR longo possibilita a recuperação total da magnetização longitudinal, de modo que existe maior disponibilidade de angulação na próxima repetição. Um TR curto não permite a recuperação total da magnetização longitudinal, de modo que existe menor disponibilidade de angulação (veja a Figura 2.8). Observe as Figuras 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18, nas quais o TR foi aumentado de 140 ms para 700 ms. É fácil perceber como a SNR melhora a medida que o TR aumenta. Isso ocorre porque quando o TR aumenta há mais magnetização longitudinal para criar magnetização transversal após a excitação. Entretanto, como o TR é um dos fatores que afeta o tempo de exame (veja o Capítulo 3), elevar o TR aumenta também o tempo de exame e a chance de o paciente se mover

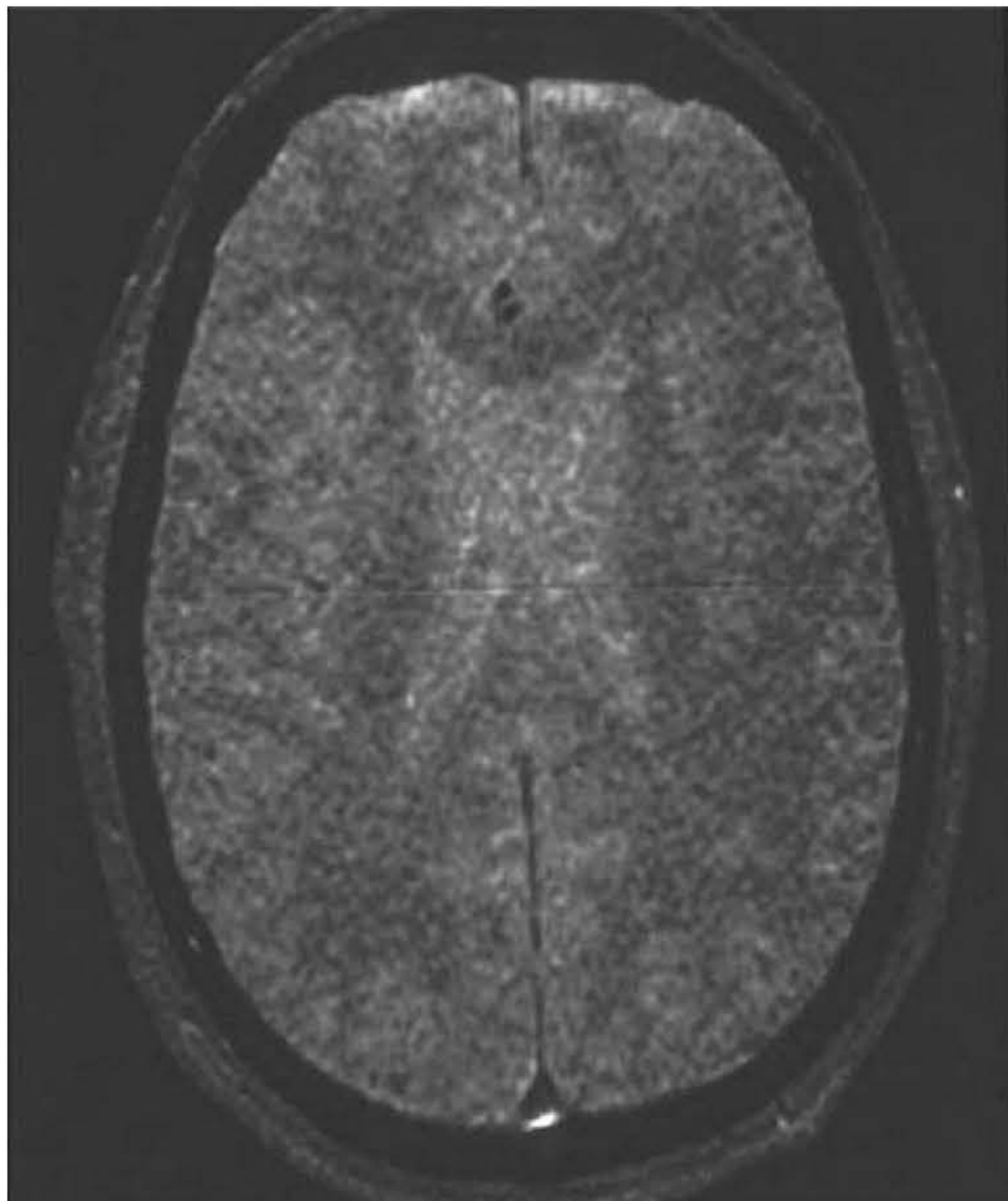


**Figura 4.12** Ângulo de inclinação versus SNR.



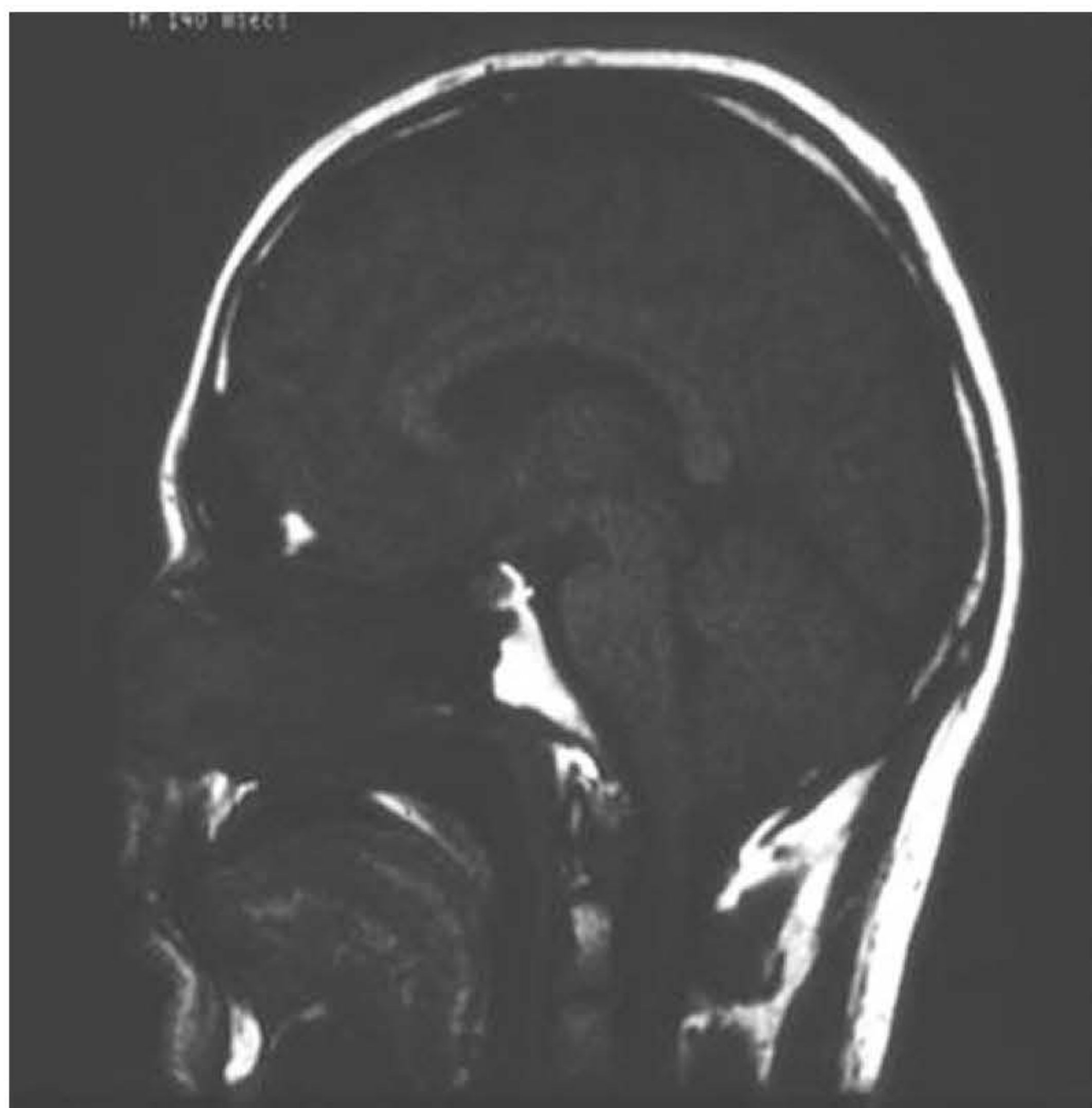


**Figura 4.13** Imagem axial do cérebro com gradiente-eco, com um ângulo de inclinação de 90°.

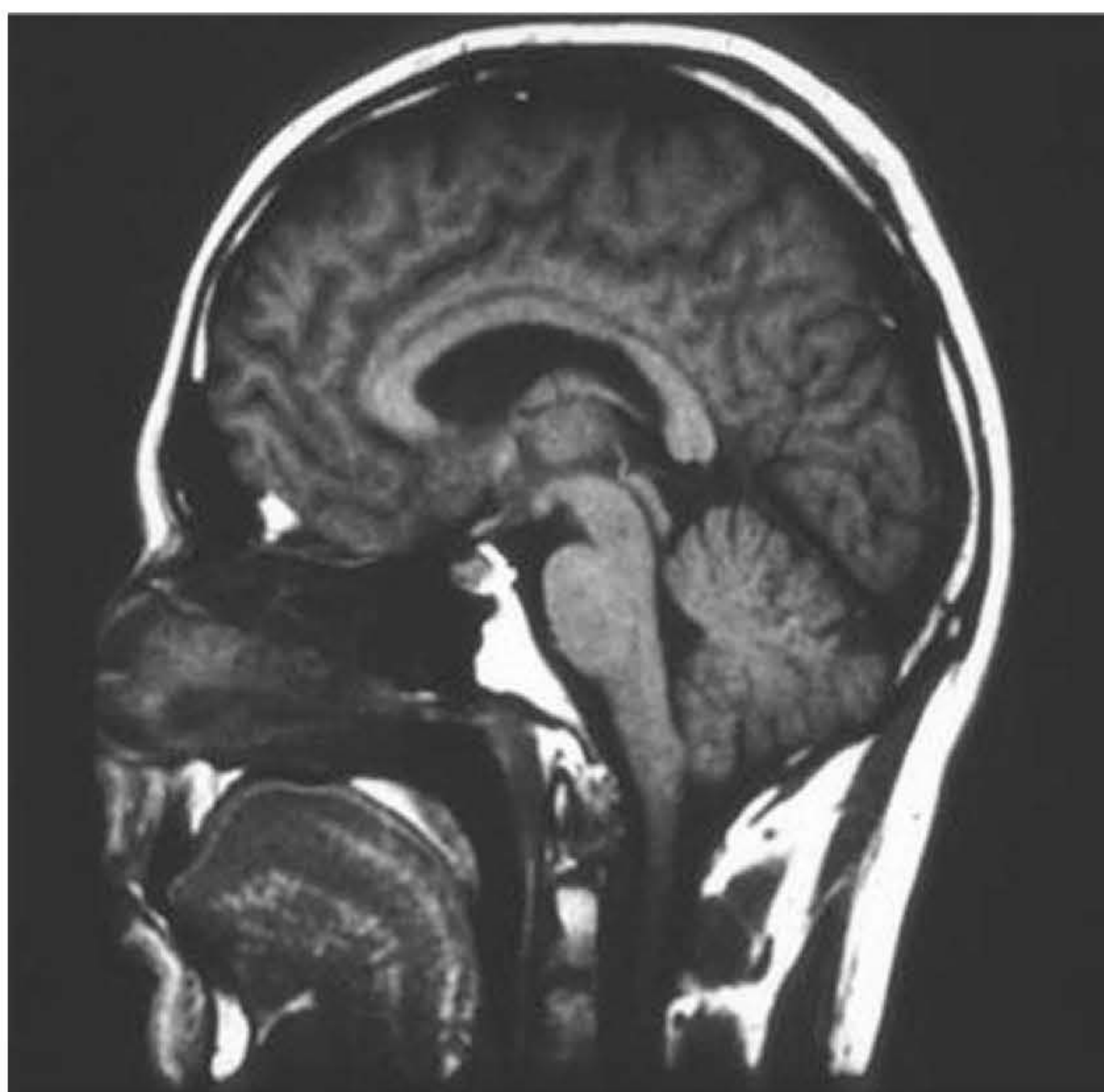


**Figura 4.14** Imagem axial do cérebro com gradiente-eco, com um ângulo de inclinação de 10°.



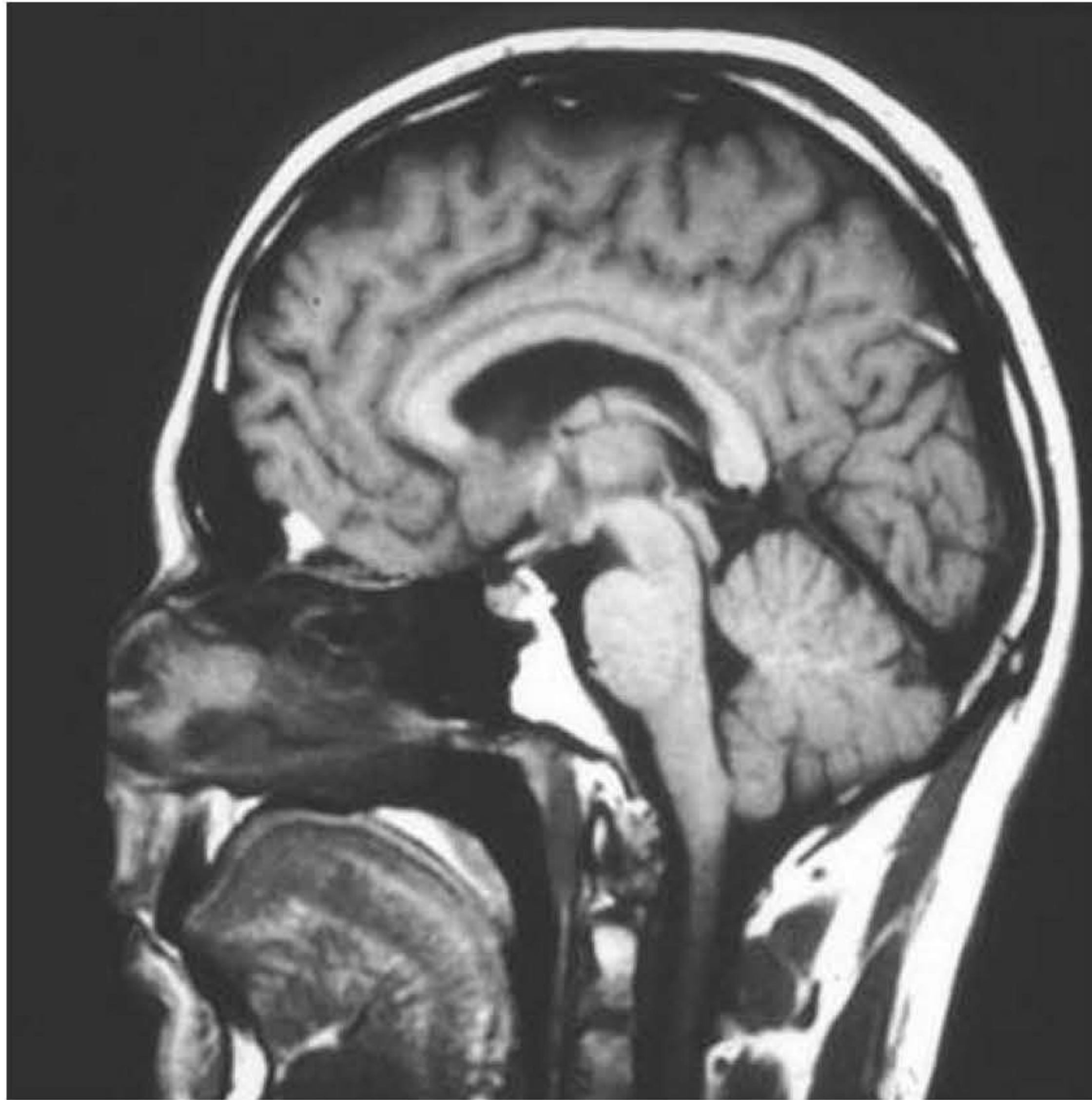


**Figura 4.15** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TR de 140 ms.



**Figura 4.16** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TR de 300 ms.





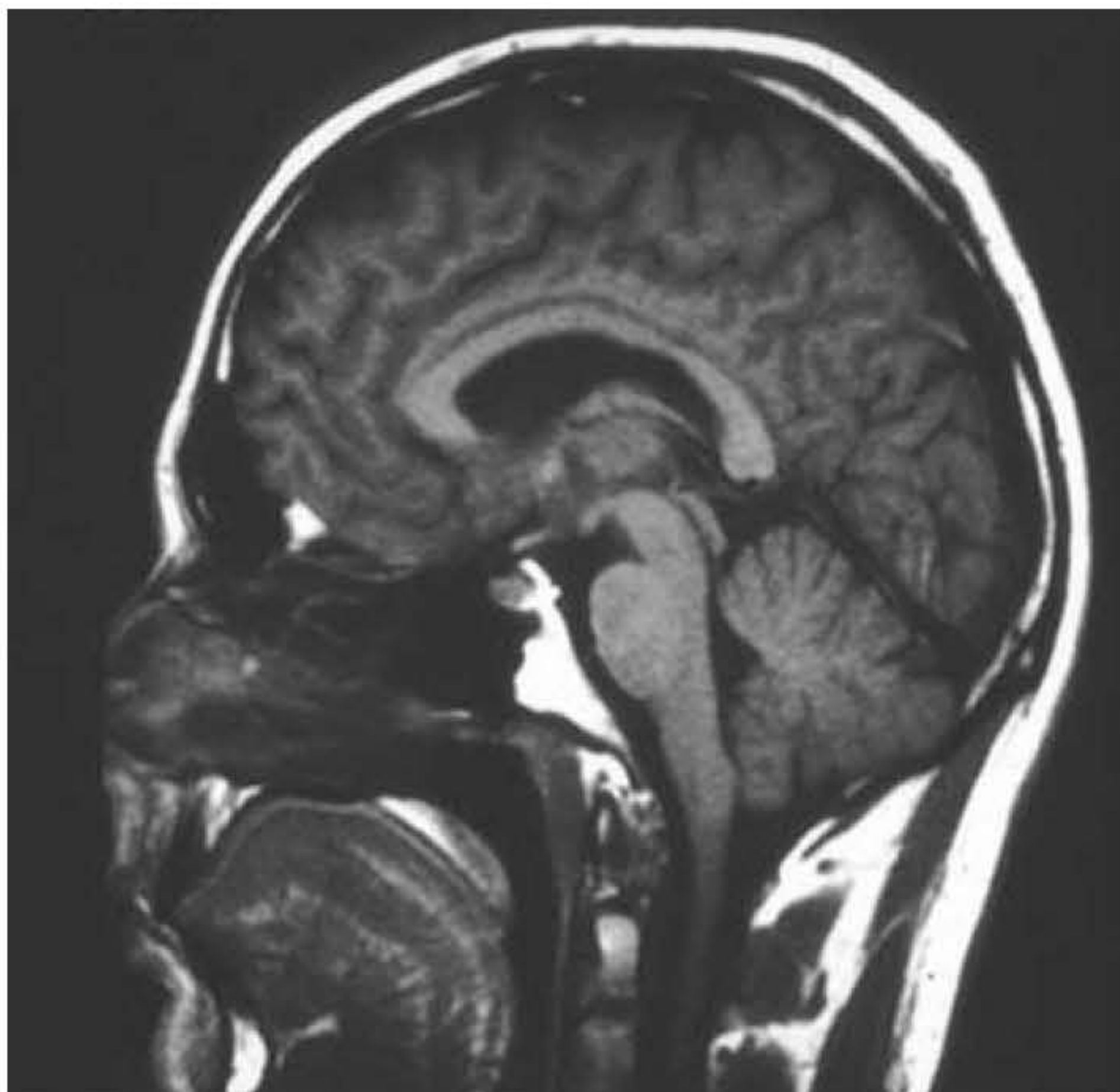
**Figura 4.17** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TR de 500 ms.



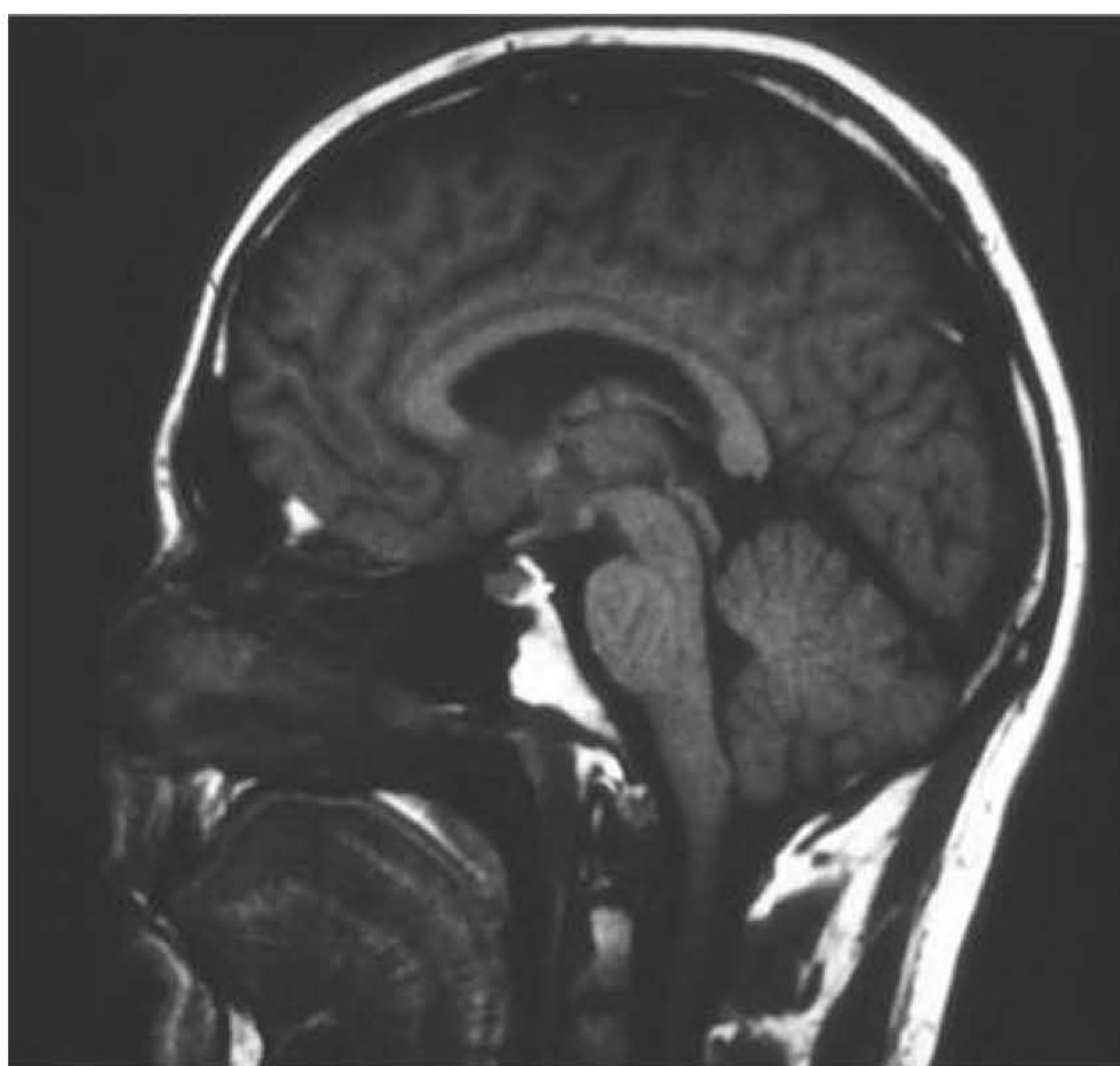
**Figura 4.18** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TR de 700 ms.



- O TE controla a magnetização transversal que decai antes de o eco ser coletado. Um TE longo permite um decaimento considerável da magnetização transversal antes da coleta do eco, enquanto um TE curto não permite que isso ocorra (Figura 4.19). Observe as Figuras 4.20, 4.21, 4.22 e 4.23 nas quais o TE foi aumentado de 11 ms para 80 ms e a SNR é acentuadamente reduzida à medida que o TE aumenta, porque existe menos magnetização transversal disponível para ser refasada e produzir um eco. É por isso que as sequências ponderadas em T2 que empregam TE longo geralmente têm SNR menor do que as sequências ponderadas em T1 ou por densidade protônica que empregam TE curto.

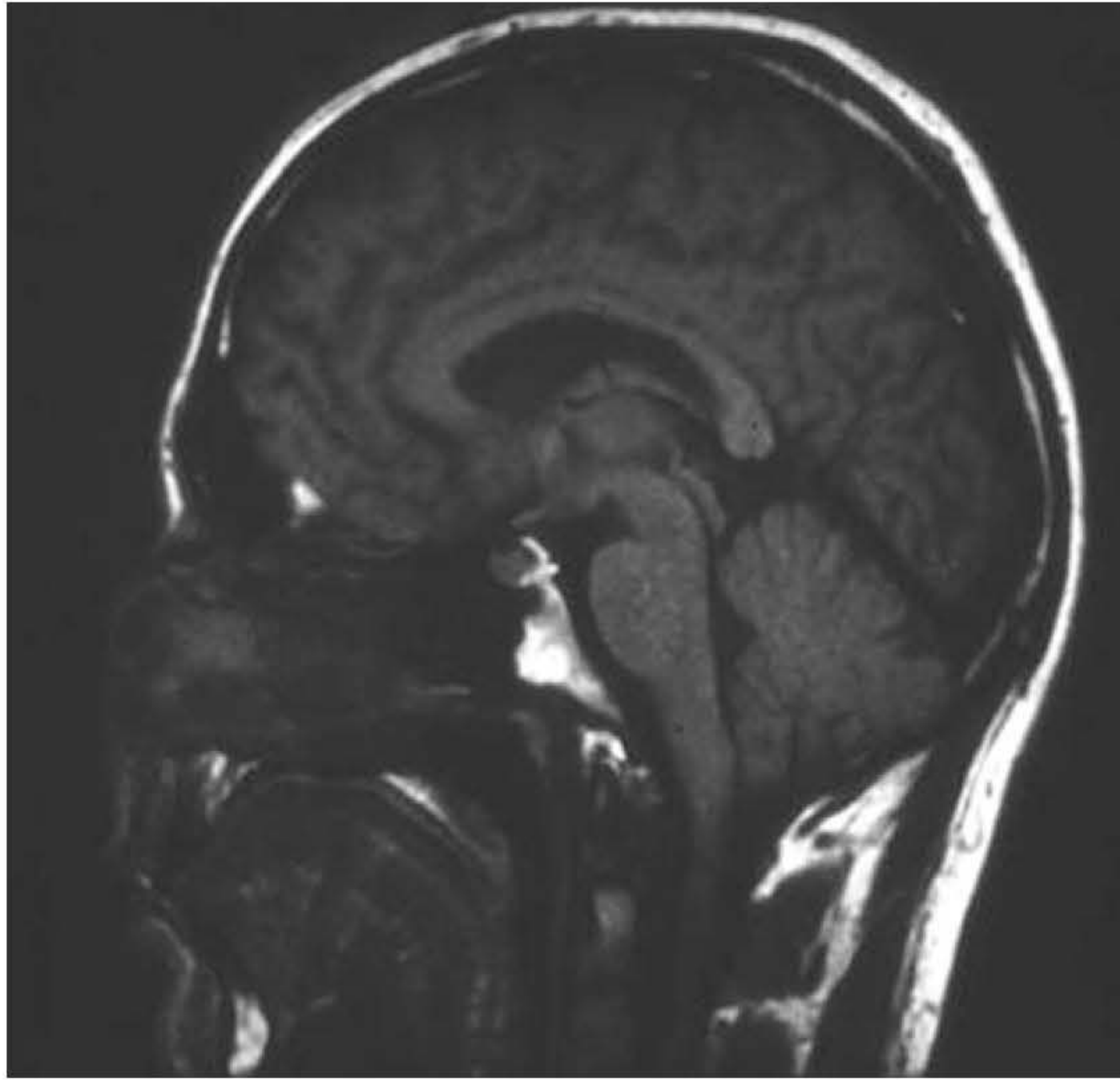


**Figura 4.19** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TE de 11 ms.

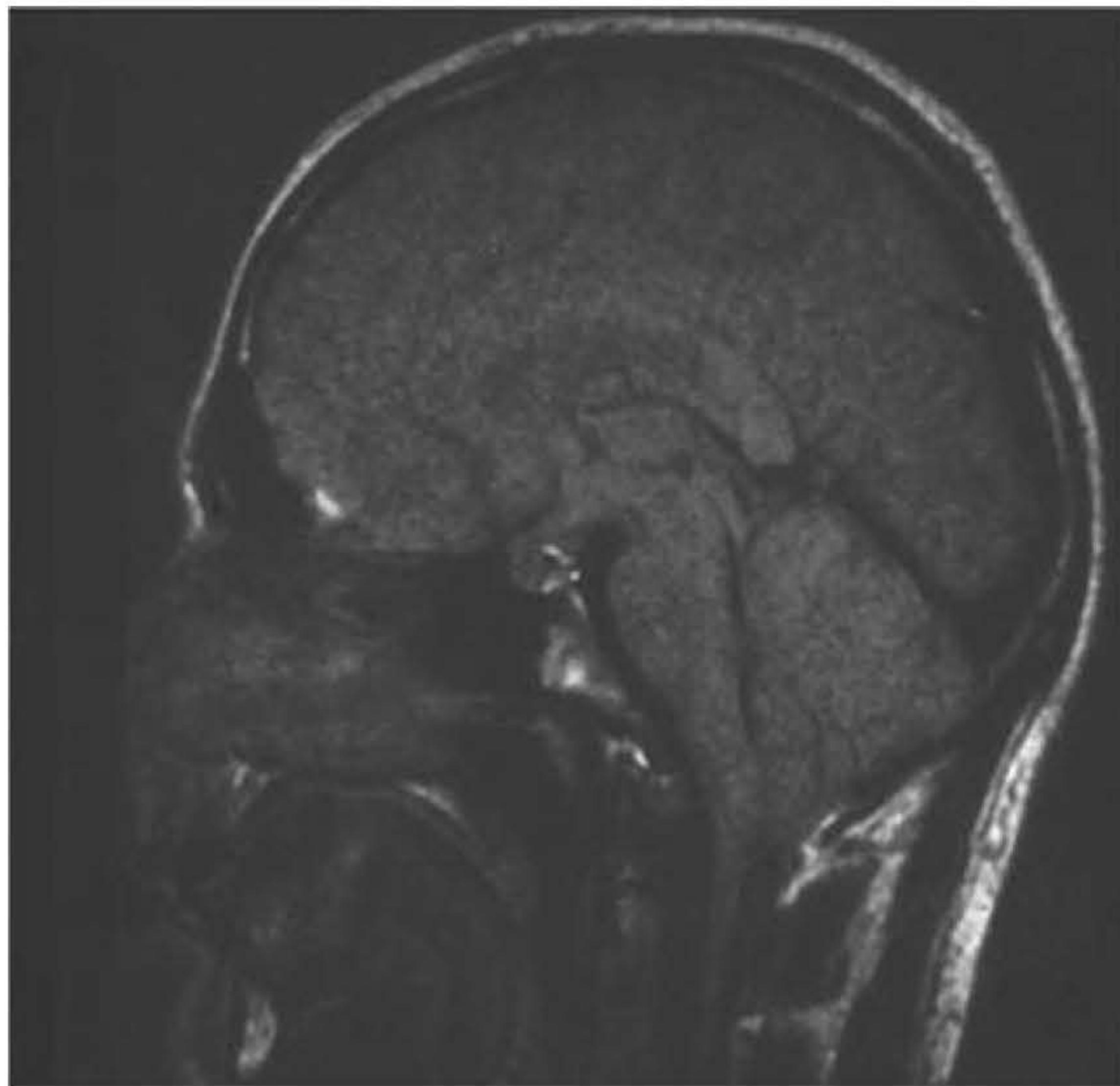


**Figura 4.20** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TE de 20 ms.





**Figura 4.21** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TE de 40 ms.



**Figura 4.22** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com TE de 80 ms.





**Figura 4.23** TE versus SNR.

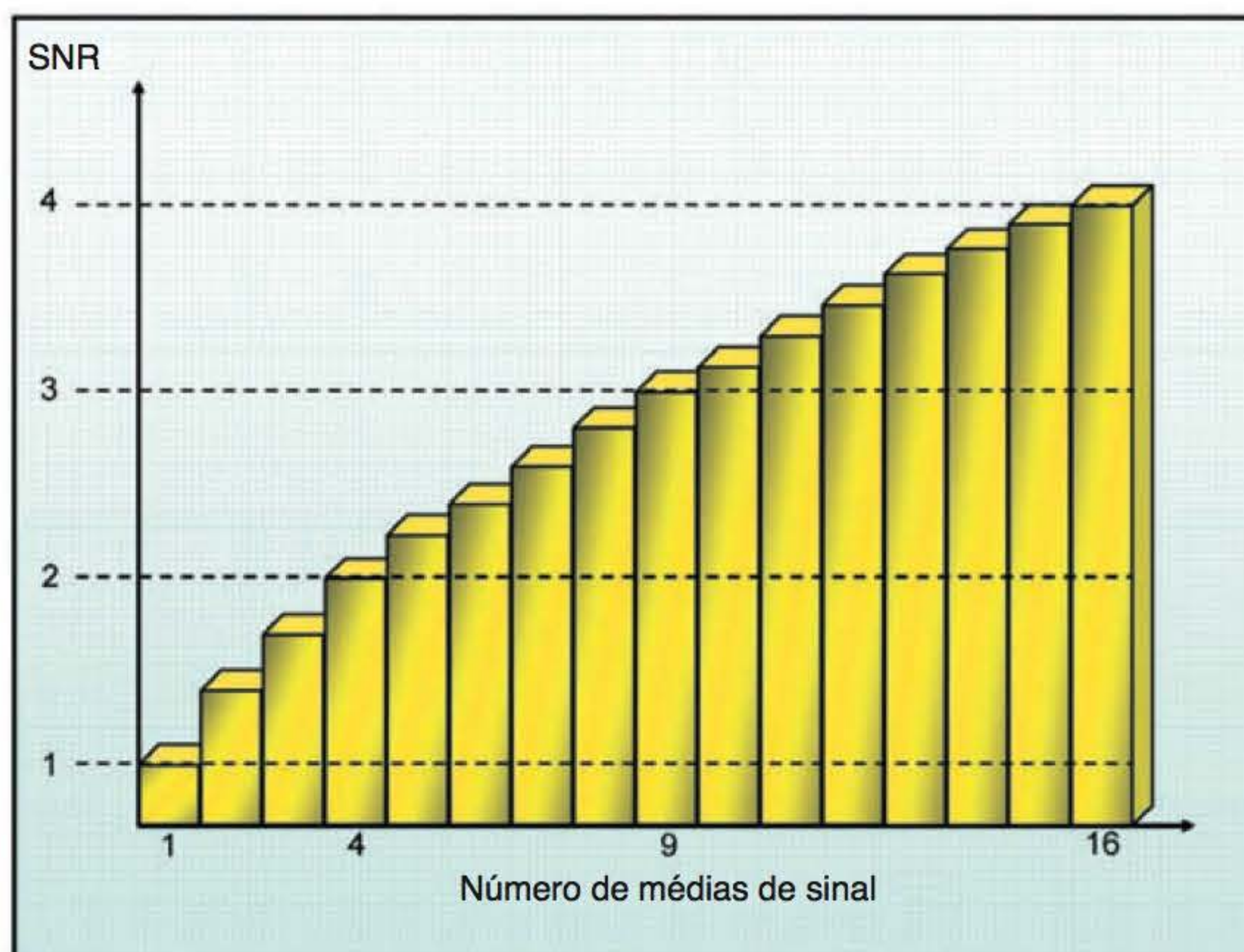
## Resumo

- Um TR longo aumenta a SNR, e um TR curto reduz a SNR
- Um TR longo reduz a SNR, e um TR curto aumenta a SNR
- Quanto menor o ângulo de inclinação, menor a SNR.

## Número de médias de sinal (NEX, NSA e Naq)

Representa o número de vezes que os dados são coletados com a mesma amplitude de inclinação de codificação de fase. NEX controla os dados armazenados em cada linha do espaço K (veja o Capítulo 3). Se pensarmos na analogia com o gaveteiro, NEX é o número de vezes que cada gaveta é preenchida com informação. Portanto, dobrando o NEX, dobramos os dados armazenados em cada linha do espaço K, enquanto se reduzimos NEX pela metade, os dados armazenados caem pela metade.

Os dados contêm tanto sinal quanto ruído. O ruído é aleatório e está em uma posição diferente cada vez que os dados são armazenados. O sinal, no entanto, não é aleatório e ocorre sempre no mesmo lugar quando é coletado. Ruído aleatório significa que dobrar o NEX aumenta apenas a SNR em  $\sqrt{2}$  ( $\approx 1,4$ ). Portanto, aumentar o NEX não é necessariamente a melhor maneira de elevar a SNR. Isso é demonstrado na Figura 4.24.



**Figura 4.24** NEX versus SNR.



Para dobrar a SNR precisamos aumentar o NEX e o tempo de exame por um fator de 4. Para triplicá-lo é necessário um aumento de 9 vezes do NEX e do tempo de exame. Aumentar o tempo de exame aumenta a possibilidade de que o paciente se mova. Observe as Figuras 4.25 e 4.26 nas quais o NEX foi aumentado de 1 para 4. A SNR é, sem dúvida, maior na Figura 4.26, mas levou 4 vezes mais tempo para ser adquirida do que na Figura 4.25. Aumentar o NEX também reduz a possibilidade de artefatos de movimento. Isso será discutido mais tarde no Capítulo 7.

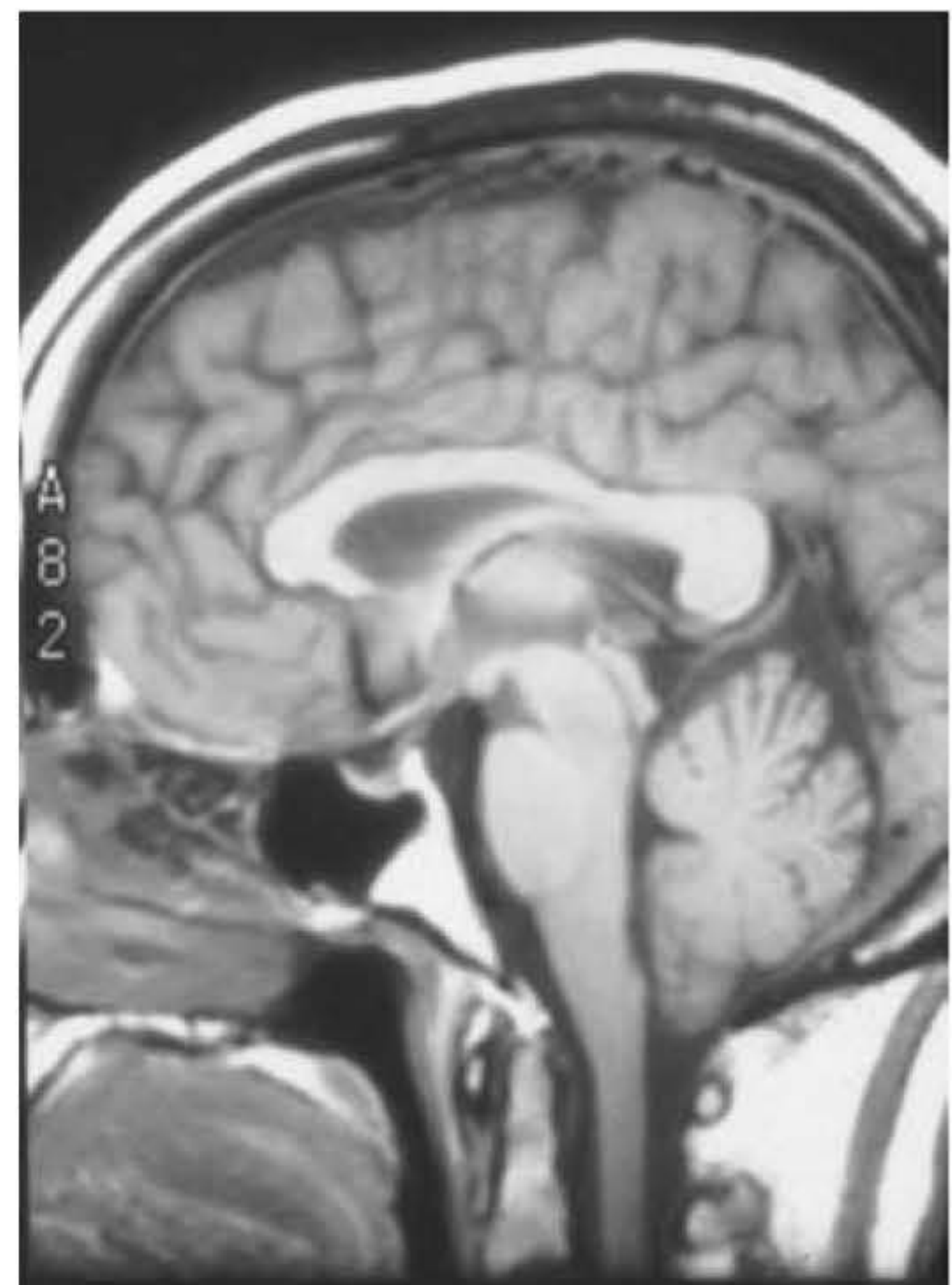
## Largura da banda de recepção

É a faixa de frequências que são amostradas durante a aplicação do gradiente de leitura (*readout*). A redução da largura da banda de recepção resulta em amostragem de menos ruído em relação ao sinal. Quando é aplicado um filtro no gradiente de codificação de frequência, as frequências de ruído mais altas e muito mais baixas do que as frequências de sinal são filtradas.

Observe a Figura 4.27. As áreas hachuradas em verde e vermelho representam a razão sinal-ruído respectivamente (quando as frequências de sinal são iguais às frequências de ruído, os quadrados estão hachurados em laranja). No diagrama da esquerda (que representa uma largura de banda de recepção grande) existem 15 quadrados verdes que representam o sinal e 7 quadrados vermelhos que representam o ruído. Sendo assim, a SNR é de aproximadamente 2:1. No diagrama da direita (que representa uma banda de recepção estreita) existem ainda 15 quadrados verdes de sinal, mas apenas 5 quadrados vermelhos de ruído. Portanto, a SNR aumentou para 3:1. Embora a altura da curva de sinal seja menor no diagrama da esquerda do que no diagrama da direita, a área sob cada curva é a mesma (ou seja, 15 quadrados verdes). A altura da curva de sinal no diagrama da esquerda é menor porque as frequências estão espalhadas por uma faixa de frequência mais larga do que no diagrama da direita. Portanto, à medida que a largura da banda de recepção diminui, a SNR aumenta pois ocorre menor amostragem de ruído proporcionalmente ao sinal. Com a redução da largura da banda pela metade, aumenta a SNR em cerca de 40%, mas aumenta também o tempo de amostragem ou janela de aquisição. Como resultado, com a redução da largura da banda, aumenta o TE mínimo disponível (*veja o Capítulo 3*). Reduzir a largura de banda também aumenta o artefato por deslocamento químico (*chemical shift*) (*veja o Capítulo 7*).

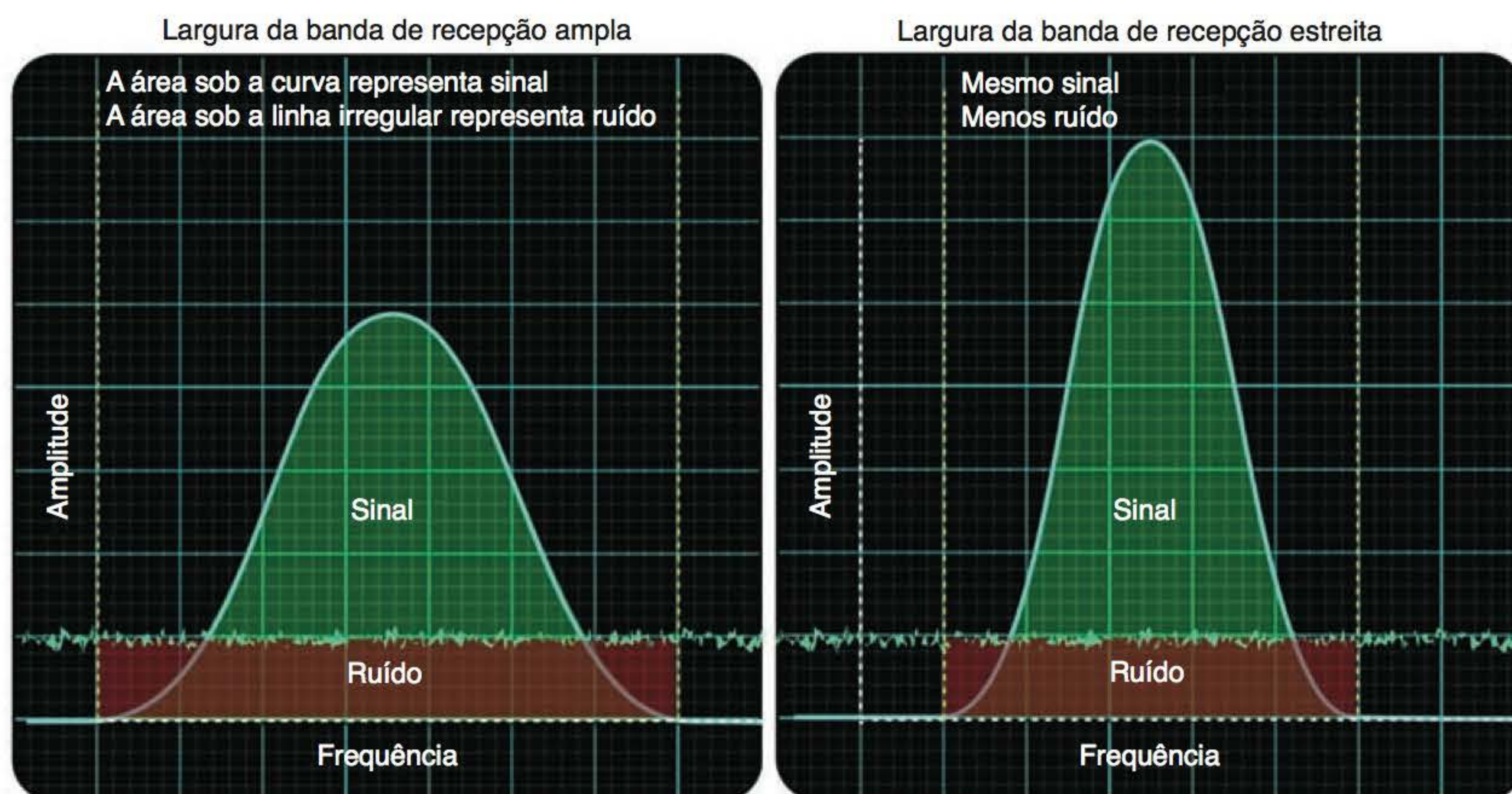


**Figura 4.25** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com NEX de 1.



**Figura 4.26** Imagem sagital do cérebro ponderada em T1 com NEX de 4.





**Figura 4.27** Largura de banda versus SNR.

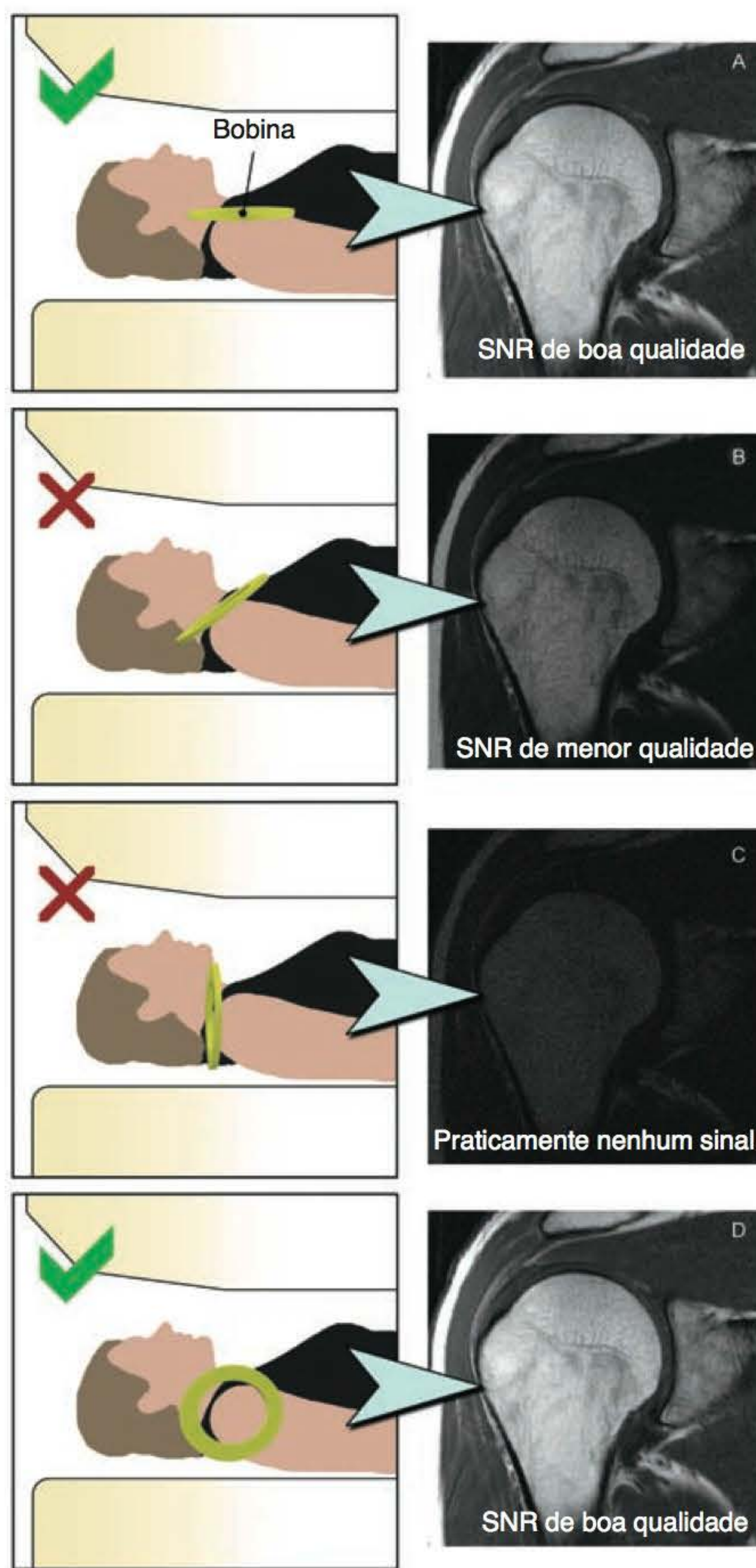
## Saiba mais: quando utilizar uma largura de banda de recepção reduzida

Embora essas restrições se apliquem, existem algumas situações clínicas nas quais a redução da largura da banda de recepção é vantajosa. Aumentar os TE não é importante quando um TE longo é necessário para ponderação em T2. Além disso, o artefato por *shift* químico só ocorre quando água e gordura coexistem no mesmo voxel. Portanto, reduzir a largura da banda de recepção é uma maneira útil de melhorar significativamente a SNR quando se realiza aquisição de imagens ponderadas em T2 juntamente com técnicas de saturação química (veja o Capítulo 6) que removem os sinais da gordura ou da água e eliminam o artefato por *shift* químico (veja o Capítulo 7). Por outro lado, frequentemente é preciso aumentar a banda de recepção porque são necessários TE muito curtos. Embora isso diminua a SNR porque mais frequências de ruído são amostradas, para alcançar TE muito curtos, o tempo de amostragem ou janela de aquisição devem ser significativamente reduzidos. Isso é especialmente relevante nas sequências por gradiente-eco rápido (veja o Capítulo 5).

## Tipo de bobina

O tipo de bobina empregada influencia a recepção de sinal e, portanto, a SNR. Os tipos de bobina serão discutidos no Capítulo 9. Bobinas de quadratura aumentam a SNR porque são usadas duas bobinas para a recepção do sinal. Bobinas de sinergia aumentam a SNR ainda mais porque os dados de diversas bobinas são adicionados ao mesmo tempo. Bobinas de superfície colocadas próximo à área a ser examinada também aumentam a SNR. O emprego de bobinas de recepção apropriadas é extremamente importante na otimização da SNR. Em geral, o tamanho da bobina de recepção deve ser escolhido de tal maneira que o volume de tecido a ser examinado preencha de forma otimizada o volume sensível da bobina. Bobinas grandes, no entanto, aumentam a probabilidade de *aliasing*, porque é mais provável que o tecido fora do FOV produza sinal. A posição da bobina também é muito importante para maximizar a SNR. Para indução do sinal máximo, a bobina precisa ser posicionada no plano transversal, perpendicular ao  $B_0$ . A angulação da bobina, como acontece algumas vezes quando são utilizadas bobinas de superfície, resulta na redução da SNR (Figura 4.28).





**Figura 4.28** Posição da bobina *versus* SNR.

## Resumo

Para otimizar a qualidade da imagem, a SNR tem de ser a mais alta possível. Para conseguir isso:

- sempre que possível, empregue sequências *spin-eco*
- tente não usar um TR muito curto nem um TE muito longo
- use a bobina correta e certifique-se de que esteja bem sintonizada e bem posicionada, assim como corretamente imobilizada
- use matriz grosseira
- use FOV grande
- selecione cortes grossos
- use tantos NEX quanto possível.



## Razão contraste-ruído (CNR)

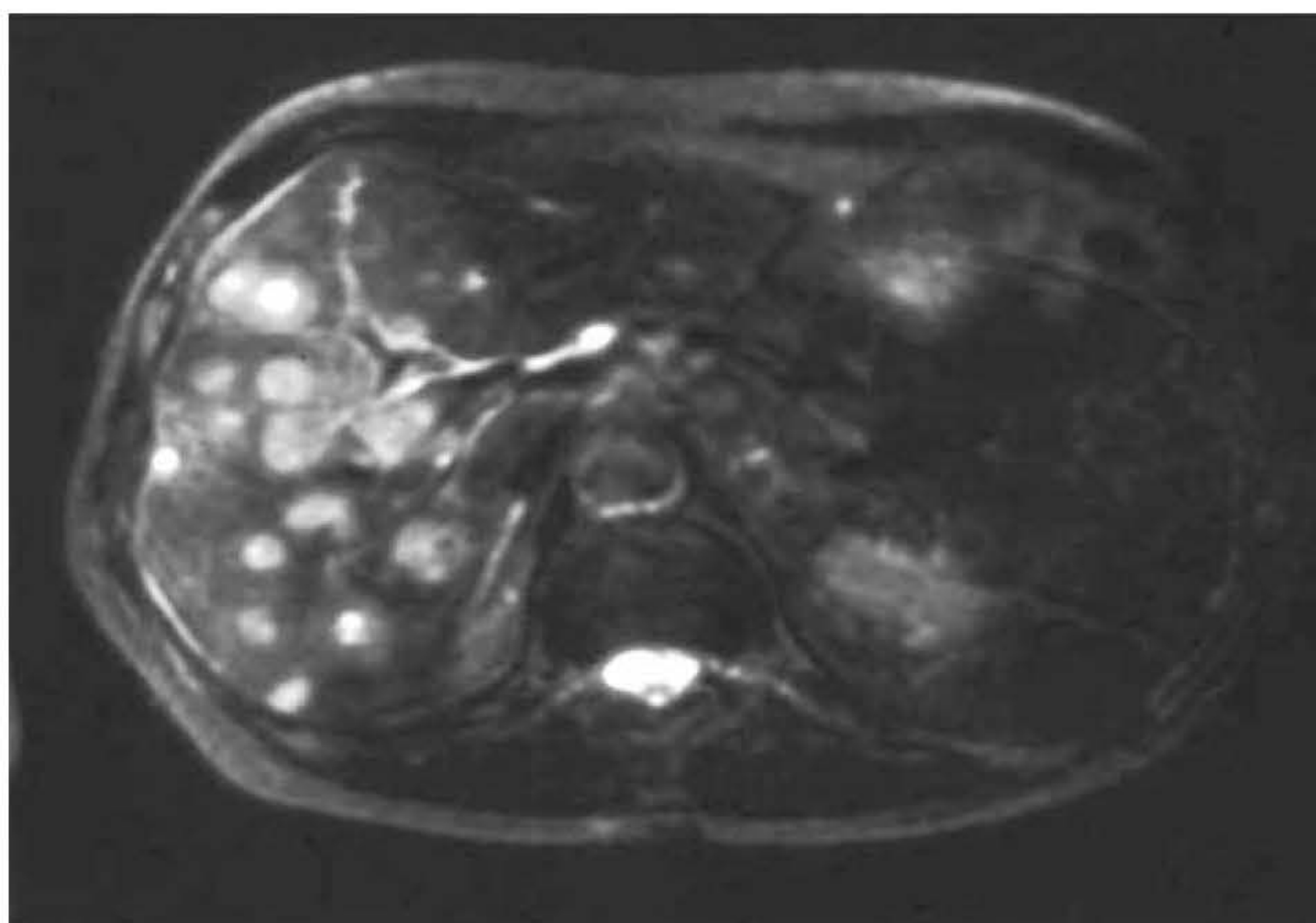
A razão contraste-ruído (CNR, *contrast to noise ratio*) é definida como a diferença de SNR entre duas áreas adjacentes. É controlada pelos mesmos fatores que influenciam a SNR. Provavelmente, a CNR é o fator mais crucial para a qualidade da imagem, uma vez que determina diretamente a capacidade visual de distinguir áreas de alto sinal das áreas de baixo sinal. O contraste da imagem depende tanto de parâmetros intrínsecos como extrínsecos, como discutido no Capítulo 2, e, portanto, esses fatores também afetam a CNR. Do ponto de vista prático, a CNR pode ser aumentada da seguinte maneira:

*Com imagem ponderada em T2.* Embora uma imagem ponderada em T2 frequentemente tenha uma SNR menor que uma imagem ponderada em T1 (devido ao TE mais longo), a capacidade de distinguir um tumor de um tecido normal é muitas vezes bem maior por causa do alto sinal do tumor em comparação com o baixo sinal da anatomia adjacente, isto é, a CNR é mais alta. Isso é mostrado na Figura 4.29, na qual, embora a qualidade da imagem seja ruim, as lesões no fígado são bem visualizadas porque sua intensidade de sinal é muito diferente da intensidade de um fígado normal.

*Com agentes de contraste.* O objetivo da administração de um agente de contraste é aumentar a CNR entre a patologia (que é realçada) e a anatomia normal (que não é realçada) (veja o Capítulo 11).

*Com técnica de pré-saturação química.* Pela saturação da anatomia normal, frequentemente a patologia pode ser vista com maior clareza (veja o Capítulo 6 e a Figura 6.19).

*Com técnica MTC.* Em RM, apenas prótons que têm tempo T2 suficientemente longo podem ser transformados em imagem. Outros prótons, cujos componentes transversais sofrem decaimento antes que o sinal possa ser coletado, não podem ser adequadamente visualizados. Estes prótons, ligados sobretudo a grandes moléculas proteicas, membranas e outras macromoléculas, são chamados prótons ligados. Os prótons que têm tempos T2 mais longos podem ser visualizados e são chamados prótons livres. Sempre existe transferência de magnetização entre prótons ligados e livres, o que causa uma mudança nos valores de T1 dos prótons livres. Isso pode ser explorado



**Figura 4.29** Imagem axial do fígado ponderada em T2. As lesões intra-hepáticas apresentam sinal muito mais forte do que o sinal de um fígado normal. Portanto, o CNR é alto e elas são bem visualizadas.



saturando-se seletivamente os prótons ligados, o que reduz a intensidade do sinal proveniente dos prótons livres devido a **contraste por transferência de magnetização (MTC)**, em inglês *magnetization transfer contrast*). A banda de saturação do MTC é aplicada antes do pulso de excitação em uma largura de banda que destrói seletivamente os componentes transversais de magnetização dos prótons ligados. O emprego de MTC aumenta a CNR entre tecidos normais e com patologia e é útil em diversas áreas, como em aquisição de imagens angiográficas e das articulações.

## Resolução espacial

**Resolução espacial** é a capacidade de perceber dois pontos como separados ou distintos, e é controlada pelo tamanho do voxel. O tamanho do voxel é influenciado por:

- espessura do corte
- FOV
- número de pixels ou matriz (veja a Figura 4.1).

Pequenos voxels resultam em boa resolução espacial, uma vez que estruturas pequenas podem ser facilmente diferenciadas (Figura 4.30). Por outro lado, voxels grandes resultam em baixa resolução espacial, uma vez que estruturas pequenas não têm resolução tão boa. Em voxels grandes, as diferentes intensidades de sinal são tomadas pela média e não são representadas individualmente no voxel. Isso resulta no efeito de **volume parcial**.

- Quanto mais fino o corte, maior a capacidade de resolução de pequenas estruturas no plano selecionado de corte. A redução da espessura do corte, portanto, aumenta a resolução espacial, enquanto o aumento da espessura do corte reduz a resolução espacial e aumenta o efeito do volume parcial. Entretanto, cortes mais finos resultam em voxels menores e SNR reduzida (Figuras 4.4 e 4.5)
- A matriz determina o número de pixels no FOV. Pixels pequenos aumentam a resolução espacial, uma vez que aumentam a capacidade de distinção entre duas estruturas muito próximas no corpo do paciente. Portanto, aumentar a matriz eleva a resolução espacial. No entanto, matrizes finas resultam em voxels menores e, portanto, redução da SNR (Figuras 4.7 e 4.8)



**Figura 4.30** Imagem sagital do joelho de alta resolução.



- O tamanho do FOV também determina as dimensões do pixel. Para uma dada matriz, um FOV grande resulta em pixels grandes enquanto um FOV pequeno produz pixels pequenos. O aumento do tamanho do FOV, portanto, diminui a resolução espacial. No entanto, um FOV pequeno resulta em voxels menores e redução da SNR (Figuras 4.10 e 4.11).

## Resolução espacial e dimensão do pixel

Os sistemas empregam diversos métodos diferentes que permitem ao operador controlar a geometria do voxel. Pixels quadrados sempre fornecem uma resolução espacial melhor que pixels retangulares, uma vez que a imagem sofre resolução equivalente ao longo dos dois eixos de frequência e fase. Se o FOV for quadrado, o pixel também será quadrado mesmo que seja uma matriz regular (p. ex.,  $256 \times 256$ ) e isso otimiza a resolução espacial. Se o FOV for quadrado e a matriz for irregular (p. ex.,  $256 \times 128$ ), os pixels serão retangulares (Figura 4.31) e isso resultará na redução da resolução espacial.

Tipicamente, o operador controla a geometria do voxel selecionando as dimensões do FOV, a matriz da imagem e a espessura do corte. Geralmente, a matriz de frequência é o número mais alto e a matriz de fase é alterada para modificar o tempo de exame e a resolução. Se o FOV for quadrado e a matriz de fase for menor que a matriz de frequência, os pixels serão mais longos na direção da fase que na direção da frequência. A resolução espacial será, portanto, reduzida ao longo do eixo de fase. Se o FOV for retangular os pixels serão quadrados se a matriz selecionada produzir um pixel com as mesmas dimensões ao longo da fase e da frequência. Alguns sistemas mantêm automaticamente os pixels quadrados independentemente da matriz e do FOV selecionados. Por exemplo:

FOV quadrado  $256 \times 256$  mm

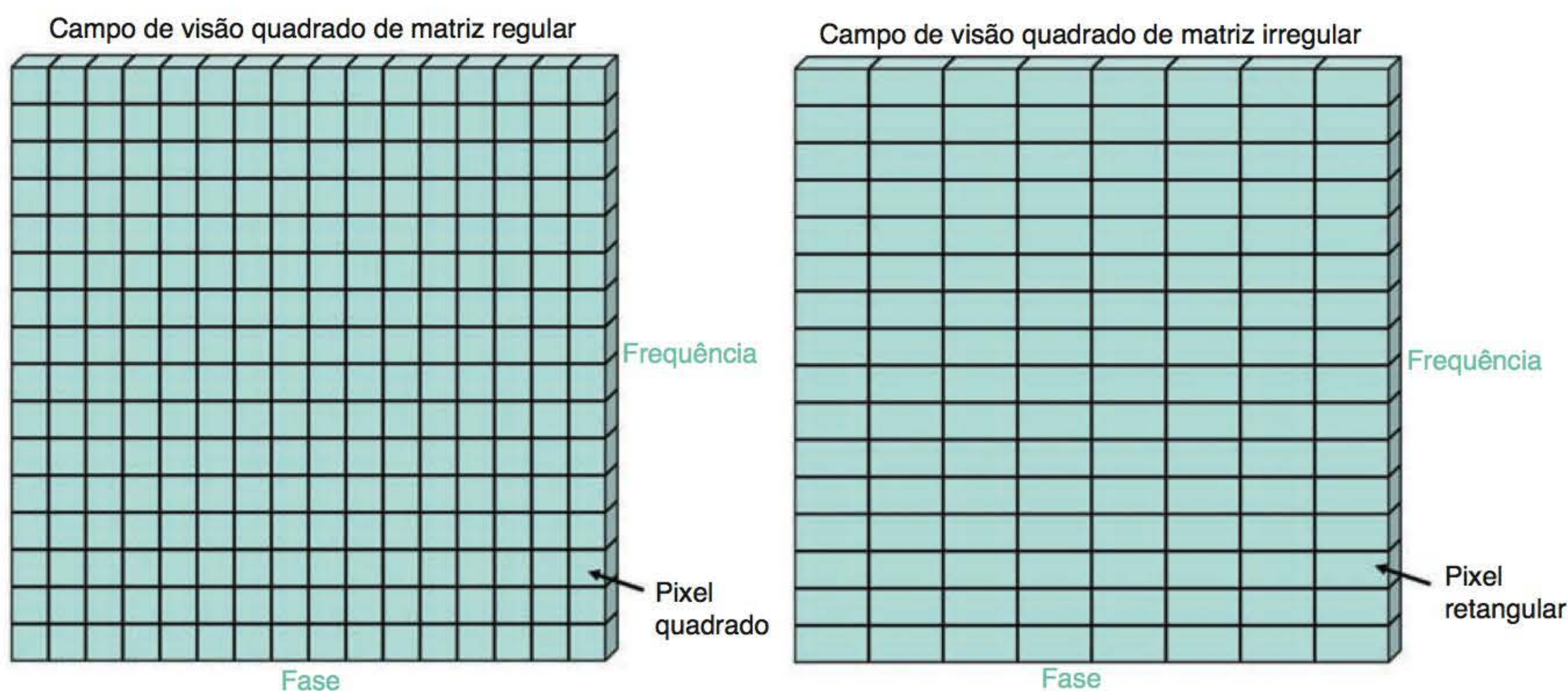
Matriz da imagem  $256 \times 256$

Dimensão do pixel:  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$  (quadrado)

FOV retangular  $256 \times 128$  mm

Matriz da imagem  $256 \times 128$

Dimensão do pixel:  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$  (quadrado) (Figura 4.32).

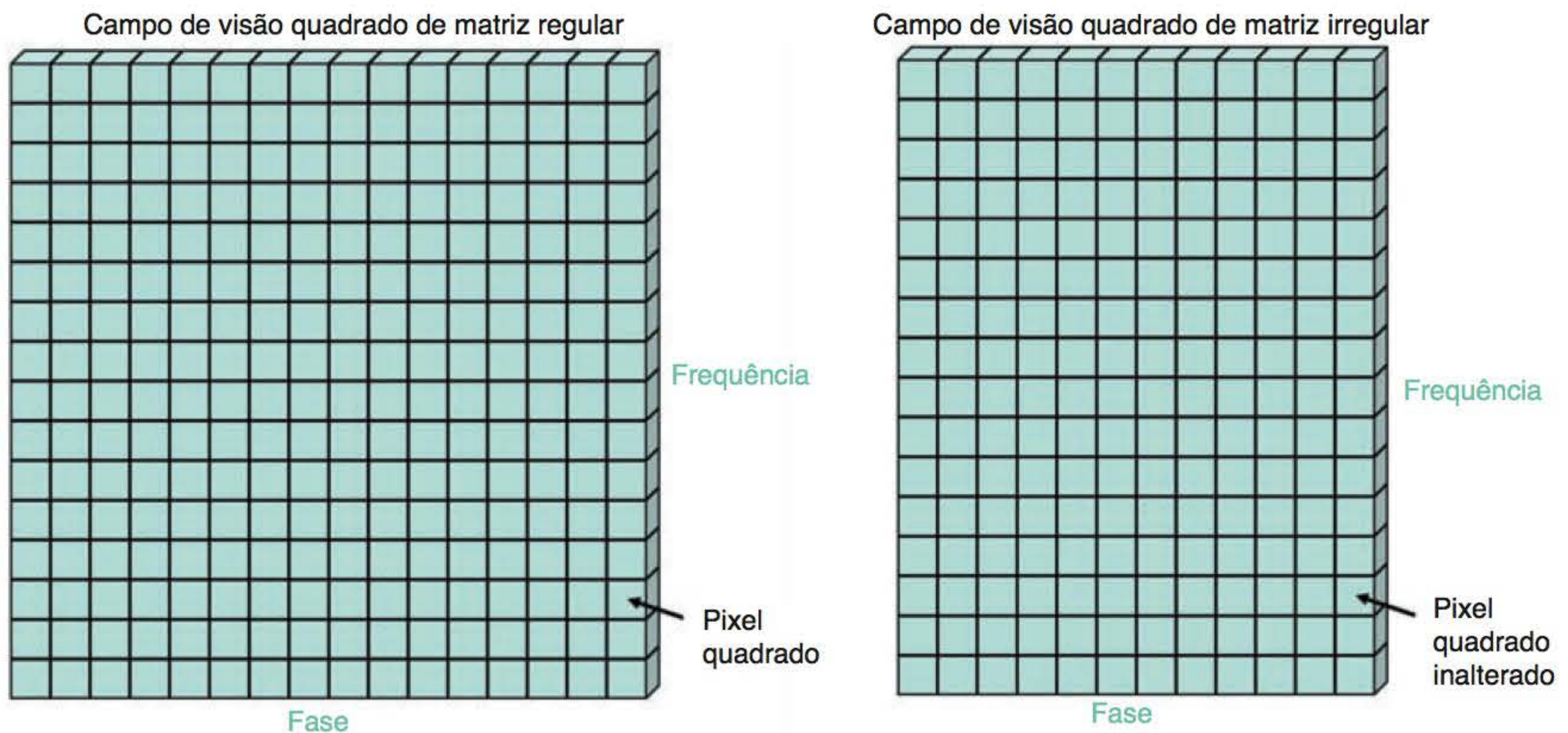


**Figura 4.31** Tamanho do pixel *versus* tamanho da matriz.

## FOV retangular

Quando se realiza o exame de uma estrutura anatômica que apresenta uma dimensão menor no eixo de fase do que de frequência, um **FOV retangular** é desejável. Para adquirir um FOV quadrado, uma imagem com alta resolução é muito demorada e o FOV retangular mantém a





**Figura 4.32** Pixel quadrado.

resolução espacial, mas reduz o tempo de exame na medida em que apenas algumas do número total de codificações de fase que normalmente são necessárias são realizadas.

A dimensão do FOV na direção de fase é reduzida em comparação com aquela na direção de frequência e deve ser empregada para aquisição de imagens anatômicas que cabem em um retângulo, por exemplo, uma imagem sagital da coluna lombar. Nos exemplos mostrados nas Figuras 4.33 e 4.34 que comparam um FOV quadrado (256 mm × 256 mm) com FOV retangular (256 mm × 128 mm), a dimensão do pixel e, portanto, a resolução espacial são as mesmas para ambos os FOV. Entretanto, como existem apenas 128 pixels no eixo de fase do FOV retangular, são necessárias apenas 128 codificações de fase (preenchimento de 128 linhas do espaço K). Por conseguinte, o tempo de exame é a metade do que seria em um FOV quadrado (Figuras 4.33 e 4.34).

## Tempo de exame

O tempo de exame é o período de tempo para completar a aquisição de dados ou para preencher o espaço K (veja o Capítulo 3). Os tempos de exame são importantes para a manutenção da qualidade da imagem visto que aumentam a chance de o paciente se mover durante a aquisição. Qualquer movimentação do paciente provavelmente degradará as imagens. Como são selecionados diversos cortes durante a aquisição 2D e 3D volumétrica, movimentos durante esse tipo de aquisição afetam todos os cortes. Durante uma aquisição sequencial, em caso de movimentação do paciente, os cortes adquiridos apenas são afetados durante a movimentação. Como discutido no Capítulo 3, os fatores que influenciam o tempo de exame são:

- *TR* – é o período de tempo de cada repetição ou experimento RM, ou o tempo de preenchimento de gavetas consecutivas. Dobrar o TR dobra o tempo de exame, e vice-versa
- *matriz de fase* – o número de codificações de fase determina o número de linhas do espaço K ou o número de gavetas que é preenchido com informação para completar o exame. Se o número de codificações de fase dobrar, o tempo de exame também dobrará
- *NEX* – número de vezes que os dados são coletados com uma mesma angulação no gradiente de codificação de fase, ou o número de vezes que cada gaveta é preenchida com dados. Dobrar o NEX dobra o tempo de exame, e vice-versa.





**Figura 4.33** Imagem sagital da coluna lombar ponderada em T2 com um FOV quadrado de 24 cm e uma matriz de imagem de  $256 \times 256$ .



**Figura 4.34** Imagem sagital da coluna lombar ponderada em T2 com um FOV retangular de 12 cm na direção da fase. O tempo de exame é a metade daquele da Figura 4.33, mas a resolução da fase permanece inalterada.

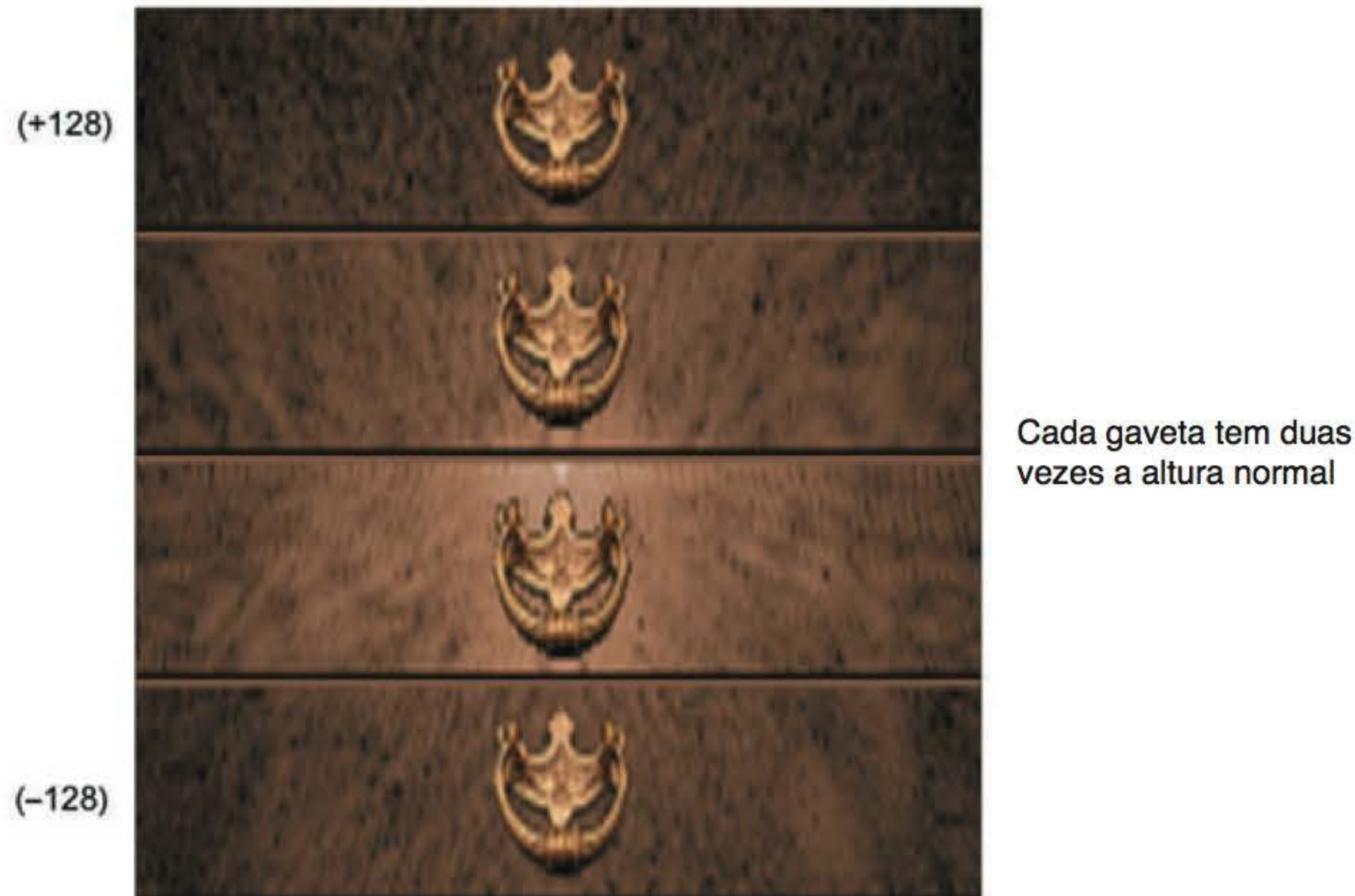


## Saiba mais: FOV retangular e preenchimento do espaço K usando a analogia com o gaveteiro



No FOV retangular, o FOV na direção de fase é menor que na direção de frequência e o tempo de exame é reduzido, mas a resolução da imagem permanece inalterada porque as dimensões do pixel permanecem sem modificação. Empregando a analogia com o gaveteiro para o espaço K, descrita no Capítulo 3, a altura do gaveteiro determina a primeira e a última gavetas preenchidas com dados. Isso determina o número de codificações de fase necessárias para completar o exame. Por exemplo, se uma matriz de  $256 \times 256$  for selecionada, devem ser preenchidas com dados as linhas  $\pm 128$  (Figura 4.35).

Para reduzir o tempo de exame, tem de ser realizado um menor número de codificações de fase entre essas linhas externas, ou seja, menos gavetas são preenchidas. Para isso, o incremento entre cada etapa de codificação de fase é aumentado. Os incrementos de fase são as diferenças angulares entre as sucessivas inclinações de codificação de fase e correspondem à profundidade de cada gaveta na analogia do gaveteiro. O incremento de fase, ou a profundidade da gaveta, é inversamente proporcional ao tamanho do FOV na direção da fase quando comparado à frequência. Sendo assim, gavetas profundas resultam em dimensões menores dos FOV na direção de fase quando comparadas com a direção de frequência, e gavetas rasas resultam em dimensões maiores dos FOV na direção de fase quando comparadas com frequência. Por exemplo, se o incremento de fase cair pela metade, o FOV na direção de fase dobrará em relação ao FOV na direção de frequência, e vice-versa. No FOV retangular, o incremento de fase é aumentado de modo que são realizadas menos codificações de fase entre as linhas  $\pm 128$ . Isso diminui o tempo de exame e, ao mesmo tempo, reduz o tamanho do FOV na direção da fase se comparado à direção de frequência, produzindo um FOV retangular. Empregando esta analogia, é fácil perceber que há alguma perda de sinal porque menos dados estão sendo adquiridos (menos linhas ou gavetas são preenchidas com dados).



**Figura 4.35** FOV retangular e o gaveteiro.

## Resumo

Para melhorar a qualidade da imagem, a resolução espacial tem de ser otimizada. A resolução espacial pode ser mantida por:

- seleção do corte mais fino possível
- seleção de matriz fina
- seleção de FOV pequeno
- seleção de FOV retangular sempre que possível.



## Saiba mais: como a resolução afeta o TE mínimo

A resolução é controlada pelo tamanho do voxel. Para conseguir um pequeno voxel e, consequentemente, uma boa resolução, precisamos usar cortes finos, FOV pequeno e matriz fina.

- A espessura do corte é determinada pela inclinação do gradiente de seleção do corte. Portanto, para conseguir *cortes finos*, a inclinação do gradiente de seleção de corte deve ser *grande*
- O tamanho do FOV de frequência é determinado pela inclinação do gradiente de codificação de frequência. Para conseguir um *FOV pequeno*, a inclinação do gradiente de codificação de frequência deve ser *grande*
- O tamanho da matriz na direção de fase é determinado pelo número de codificações de fase realizado. Para conseguir uma *matriz fina*, uma grande proporção das inclinações do gradiente de codificação de fase deve ser *grande*.

Se as inclinações dos gradientes têm de ser grandes durante uma sequência de pulso porque foram selecionados cortes finos, matrizes finas ou um FOV pequeno, seus tempos de elevação são maiores. O **tempo de elevação** de um gradiente é o período de tempo necessário para que ele atinja a inclinação correta (veja o Capítulo 9). Grandes inclinações de gradiente resultam em tempos maiores de elevação para o gradiente do que pequenas inclinações de gradiente. Portanto, grandes inclinações de gradiente estressam mais as bobinas de gradiente do que pequenas inclinações de gradiente. Isso, por conseguinte, aumenta o TE mínimo porque o sistema não consegue coletar o sinal até que todas as funções do gradiente tenham sido completadas. FOV pequeno, cortes finos e matrizes finas elevam o TE mínimo e podem resultar em disponibilidade menor de cortes. Se o TE aumenta, a seleção e a codificação de cada corte são mais demoradas e, portanto, menos cortes podem ser excitados em um determinado TR.

## Resumo

Para reduzir a probabilidade de o paciente se mexer, o tempo de exame deve ser sempre o menor possível. Para conseguir isso:

- use o menor TR possível
- selecione a matriz mais grosseira
- reduza o NEX ao mínimo.

A SNR é proporcional:

- à área do pixel/ $\text{FOV}^2$
- à espessura do corte
- à densidade protônica
- a  $\sqrt{\text{NEX}}$
- a  $1/\sqrt{(\text{número de codificações de fase})}$
- a  $1/(\text{número de codificações de frequência})$
- a  $1/\sqrt{(\text{largura da banda de recepção})}$
- ao TR, ao TE e ao ângulo de inclinação.

A resolução espacial é determinada:

- pelo campo de visão (FOV)
- pelo tamanho da matriz
- pela espessura do corte.

O tempo de exame é proporcional:

- ao TR
- ao número de codificações de fase
- ao NEX.



## Equilíbrio entre vantagens e desvantagens

Agora provavelmente já ficou óbvio que é preciso equilibrar vantagens e desvantagens quando são selecionados os parâmetros em uma sequência de pulso. Idealmente, uma imagem tem alta SNR, boa resolução espacial, e a aquisição deve ser feita em um tempo curto. Entretanto, raramente isto é conseguido visto que aumentando um fator, inevitavelmente se reduz um ou ambos dos outros dois. É vital que o usuário compreenda totalmente todos os parâmetros que afetam cada parâmetro de qualidade de imagem e todas as vantagens e desvantagens associadas. A Tabela 4.1 apresenta o resultado da otimização na qualidade da imagem. A Tabela 4.2 apresenta os parâmetros e suas vantagens e limitações.

## Tomada de decisões

As tomadas de decisões quando se estabelece um protocolo dependem da área a ser examinada, da condição e cooperação do paciente e do rendimento clínico necessário. Não existem regras em RM. Isso pode ser muito frustrante quando estamos tentando aprender, mas também torna o assunto interessante e desafiador. Cada instituição protocolos estabelecidos com a coo-

**Tabela 4.1** Resultados da otimização da qualidade da imagem.

Para otimizar a imagem	Parâmetro ajustado	Consequência
Maximizar SNR	↑ NEX	↑ Tempo de exame
	↓ Matriz	↓ Tempo de exame (p/ matriz)
	–	↓ Resolução
	↑ Espessura do corte	↓ Resolução
	↓ Largura da banda de recepção	↑ TE mínimo
	–	↑ <i>Shift</i> químico
	↑ FOV	↓ Resolução
	↑ TR	↓ Ponderação em T1
	–	↑ Número de cortes
	↓ TE	↓ Ponderação em T2
Maximizar a resolução (supondo um FOV quadrado)	↓ Espessura do corte	↓ SNR
	↑ Matriz	↓ SNR
	–	↑ Tempo de exame (p/ matriz)
	↓ FOV	↓ SNR
Minimizar o tempo de exame	↓ TR	↑ Ponderação em T1
	–	↓ SNR
	–	↓ Número de cortes
	↓ Matriz de fase	↓ Resolução
	–	↑ SNR
	↓ NEX	↓ SNR
	–	↑ Artefato de movimento
	↓ Número de cortes no volume de imagem	↓ SNR



**Tabela 4.2** Parâmetros – vantagens e limitações.

Parâmetro	Benefício	Limitação
TR ↑	↑ SNR ↑ Número de cortes	↑ Tempo de exame ↓ Ponderação em T1
TR ↓	↓ Tempo de exame ↑ Ponderação em T1	↓ SNR ↓ Número de cortes
TE ↑	↑ Ponderação em T2	↓ SNR
TE ↓	↑ SNR	↓ Ponderação em T2
NEX ↑	↑ SNR ↑ Médias de sinal	↑ Tempo de exame
NEX ↓	↑ Tempo de exame	↓ SNR ↓ Médias de sinal
Espessura do corte ↑	↑ SNR ↑ Cobertura	↓ Resolução ↑ Efeito de volume parcial
Espessura do corte ↓	↑ Resolução ↓ Efeito de volume parcial	↓ SNR ↓ Cobertura
FOV ↑	↑ SNR ↑ Cobertura ↓ <i>Aliasing</i> (pFOV)	↓ Resolução
FOV ↓	↑ Resolução	↓ SNR ↓ Cobertura ↑ <i>Aliasing</i> (pFOV)
(p)Matriz ↑	↑ Resolução	↑ Tempo de exame ↓ SNR se pixel é pequeno
(p)Matriz ↓	↓ Tempo de exame ↑ SNR se pixel for grande	↓ Resolução
Largura da banda de recepção ↑	↓ <i>Shift</i> químico ↓ TE mínimo	↓ SNR
Largura da banda de recepção ↓	↑ SNR	↑ <i>Shift</i> químico ↑ TE mínimo
Bobina grande	↑ Área de recepção do sinal	↓ SNR Sensível a artefatos <i>Aliasing</i> com FOV pequeno
Bobina pequena	↑ SNR Menor sensibilidade aos artefatos Menos propensa a <i>aliasing</i> com FOV pequeno	↓ Área de recepção do sinal

peração do fabricante e do radiologista. Entretanto, fornecemos aqui algumas dicas para otimizar a qualidade da imagem.

- Escolha sempre a bobina apropriada e posicione-a corretamente. Frequentemente, isso significa a diferença entre um exame de boa e má qualidade
- Certifique-se de que o paciente esteja confortável. Isso é muito importante, visto que a probabilidade de o paciente se mover é maior se ele não estiver se sentindo confortável. Imobilize o paciente o máximo possível para reduzir a probabilidade de movimentos



- Tente determinar com o radiologista exatamente quais são os protocolos necessários antes da realização do exame. Isso economiza muito tempo, uma vez que pode ser difícil encontrar o radiologista durante o exame
- Geralmente, o plano de exame, a sequência de pulso e a ponderação necessária são decididos pelo radiologista (mas nem sempre). Do nosso ponto de vista, a SNR é o fator mais importante para qualidade da imagem. Não faz sentido ter uma imagem com boa resolução espacial se a SNR não for satisfatória. Algumas vezes, no entanto, uma boa resolução espacial é vital, mas se a SNR for baixa, as imagens serão de baixa qualidade e se perderá o benefício da boa resolução espacial.

É muito importante manter o tempo de exame o menor possível. Mais uma vez, não faz sentido ter uma imagem com ótima SNR e resolução espacial se demorou tanto para realizar sua aquisição que o paciente se mexeu durante o exame. Lembre-se de que qualquer paciente pode se mexer – não apenas aqueles que parecem inquietos. Quanto mais tempo o paciente permanecer no tubo do magneto, maior a probabilidade de que ele se mexa.

Como cada sistema varia consideravelmente, o que recomendamos a seguir são apenas diretrizes. Os parâmetros fornecidos não são obrigatórios, mas servem como indicadores e são apropriados para as potências de campo magnético empregadas mais comumente em estudos clínicos, isto é, 0,5 T a 1,5 T. Não é indicada a seleção de:

- um TR muito curto em sequências *spin-eco* (escolha 400 ms, não 200 ms)
- um TE muito longo (escolha 100 ms, não 200 ms)
- ângulos de inclinação muito baixos (escolha 20°, não 5°)
- cortes muito finos (escolha 4 mm, não 3 mm)
- FOV muito pequeno (escolha 120 mm, não 80 mm), a não ser que você esteja usando uma boa bobina local.

Na maioria dos centros médicos, a seleção de protocolos funciona bem e os radiologistas mostram-se satisfeitos com os parâmetros estabelecidos. Contudo, vale a pena lembrar que, a diferença de 1 mm na espessura do corte pode fazer toda a diferença no aprimoramento da SNR sem reduzir de modo notável a resolução espacial. Lembre-se também que à medida que a área de FOV diminui, as dimensões do pixel ao longo dos dois eixos são reduzidas (supondo que o sistema opere com FOV quadrado). Nessas circunstâncias, o FOV é o controlador mais poderoso da SNR. Utilizar um FOV de 160 mm em vez de um FOV de 80 mm pode ser importante para a manutenção da SNR.

Se a área que está sendo examinada tiver sinal inerentemente bom (p. ex., o cérebro) e a bobina correta for selecionada, geralmente é possível empregar matriz fina e NEX menor para conseguir imagens de boa qualidade em termos de SNR e resolução espacial. No entanto, quando se examina uma área de baixo sinal inerente (p. ex., os pulmões), pode ser necessário escolher NEX maior e matriz mais grosseira. Tente fazer assim e manter o tempo de exame o menor possível. Em geral não é prático ter sequências com duração de 30 minutos.

## Aquisição de imagens por volume

A aquisição de imagens por volume é vantajosa no sentido de que pequenas lesões podem ser visualizadas porque a espessura do corte pode ser drasticamente reduzida, se comparada com as aquisições convencionais, e não existe intervalo (*gap*) entre os cortes. Na aquisição de imagens convencional, a espessura do corte afeta a SNR. Na aquisição de imagens por volume, todo o volume de tecido é excitado, e, como volumes não contêm intervalos, a SNR é superior e assim pode ser usada menor quantidade de NEX. A outra vantagem principal dos volumes é que, como os dados são coletados de uma fatia grossa (*slab*), essa fatia pode ser manipulada para observação da anatomia no interior do volume em qualquer plano e sob qualquer angulação e obliquidade.



A desvantagem da aquisição de imagens por volume é que, em geral, os tempos de exame associados a esse tipo de aquisição de imagens são relativamente longos. Por esse motivo, ela geralmente é empregada juntamente com sequências de pulso mais rápidas. Na aquisição de imagens por volume, os cortes são seccionados por uma técnica conhecida como codificação de corte (Figura 4.36). Essa é outra série de etapa de codificação de fase ao longo do eixo de seleção de corte. Portanto, da mesma maneira que o número de etapas de codificação de fase aumenta o tempo de exame nas sequências *spin-eco* convencionais, o número de cortes também afeta o tempo de exame na aquisição por volume. Portanto:

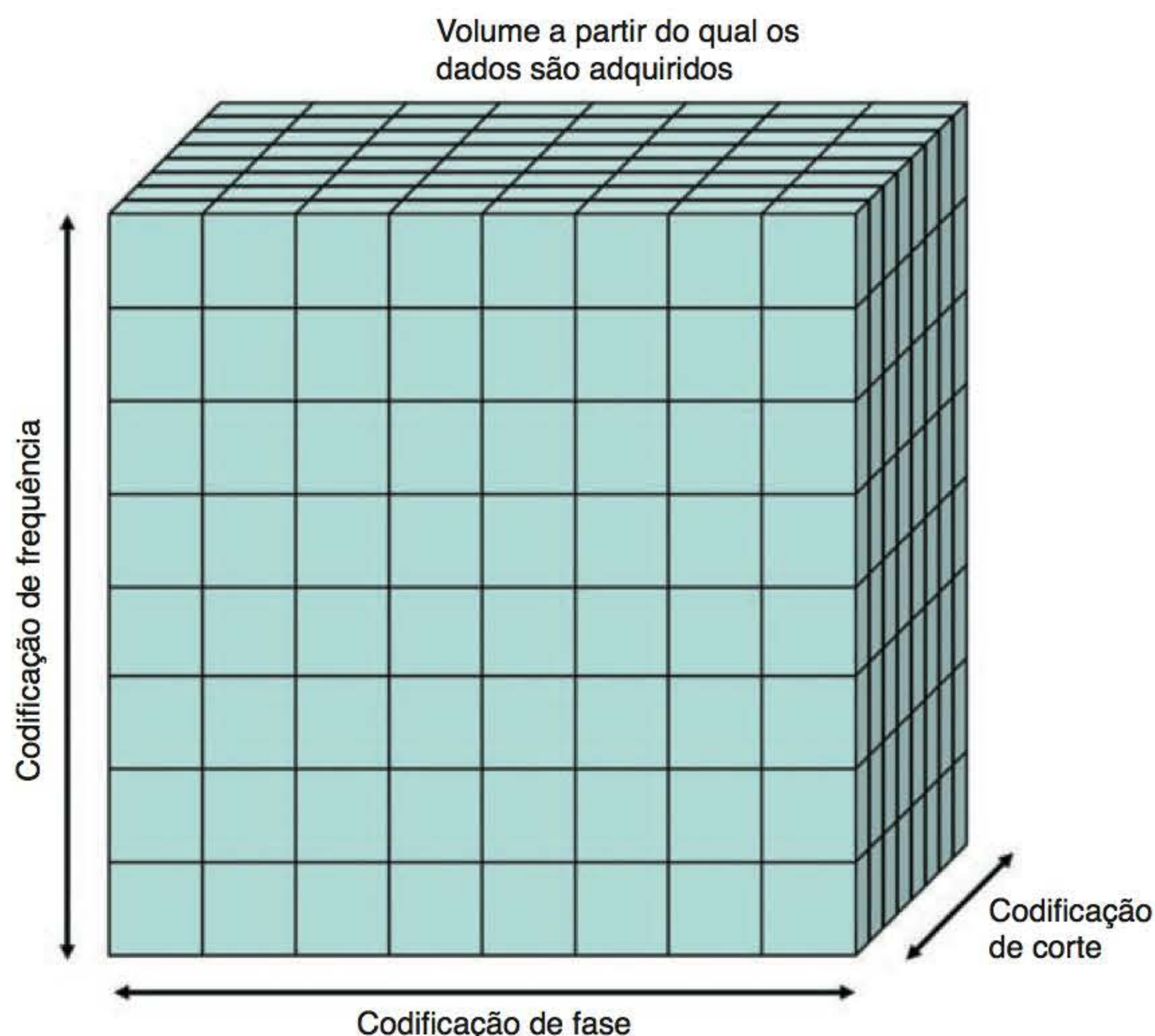
Tempo de exame =  $TR \times NEX \times \text{número de codificações de fase} \times \text{número de codificações de corte}$ .

Quanto maior o número de cortes prescritos, mais tempo demora o exame. Entretanto, isso é de alguma forma compensado pelo fato de que, quanto maior o número de cortes, maior a SNR e, assim, o NEX pode ser reduzido.

## Aquisição de imagens por volume e resolução

Para obter resolução igual em todos os planos e ângulos de obliquidade, cada voxel deve ser simétrico (**isotrópico**). Isso quer dizer que o voxel deve ter dimensões iguais em todos os planos. Se não for assim, o volume terá resolução pior em todos os planos exceto naquele em que foi feita a aquisição. Por exemplo, se for utilizado um FOV de 240 mm e matriz de  $256 \times 256$ , cada pixel terá dimensão de 0,9 mm (FOV/matriz). Se a espessura selecionada do corte for de 3 mm, a resolução será pior quando o voxel for visto lateralmente. Nessas condições, o voxel é **anisotrópico**.

Algumas vezes os volumes são adquiridos meramente porque os cortes são contíguos e não porque precisam ser visualizados em outro plano; por exemplo, volumes coronais do cérebro podem ser muito úteis para detectar pequenas lesões no lobo temporal. No entanto, geralmente não são empregados para observar o cérebro no eixo axial ou coronal. Nesse caso, cortes de 3 mm em 64 localizações cobrirão adequadamente toda a área da cabeça. Na aquisição de imagens por volume de uma articulação, por outro lado, pode ser fundamental a reformatação em



**Figura 4.36** Codificação em aquisição por volume.



outros planos. Nessas circunstâncias é importante obter voxels isotrópicos, de modo que são necessários cortes mais finos (1 mm ou menos), embora o número de localizações dos cortes tenha de ser aumentado para cobrir a anatomia.

## Aplicações da imagem por volume

A aquisição de imagens por volume tem muitas aplicações em potencial. Contudo, é frequentemente utilizada para o exame das articulações, sobretudo do joelho, cuja riqueza de detalhes anatômicos em vários planos dificulta o diagnóstico. Os volumes podem ser muito úteis para acompanhar ligamentos ou outras estruturas que cruzam o plano da imagem. Os volumes também devem ser usados quando são pesquisadas lesões pequenas. A espessura do corte pode ser reduzida para menos de 1 mm na maioria dos sistemas, e, assim, pode ser conseguida uma resolução extremamente boa. Lesões nos lobos temporais ou na fossa posterior prestam-se especialmente à aquisição de imagens por volume.

115

## Resumo

- A aquisição de imagens por volume permite a reformatação em qualquer plano
- Voxels isotrópicos dão resolução igual em cada plano
- O tempo de exame depende do número de cortes, e o TR depende do número de codificações de fase e NEX
- Aumentar o número de cortes aumenta SNR, mas também aumenta o tempo de exame
- A aquisição de imagens por volume aumenta a SNR visto que todo o volume de tecido é excitado.

A manipulação da SNR do contraste da imagem, da resolução espacial e do tempo de exame é uma verdadeira arte, exigindo tempo e experiência. Mesmo depois de muitos anos de experiência, o operador ocasionalmente cometerá erros. No entanto, é importante ter perseverança para se obter a qualidade de imagem ideal.

Como já exploramos os fatores relacionados com a qualidade de imagem e suas limitações, é importante compreender agora as sequências de pulso e seus usos específicos. Isso será discutido no Capítulo 5.







# 5

## Sequências de Pulso

- Introdução, 117
- Sequências de pulso spin-eco, 118
- Spin-eco convencional, 118
- Spin-eco turbo ou rápido, 119
- Inversão-recuperação, 128
- Inversão-recuperação rápida, 132
- STIR (short tau inversion recovery), 132
- FLAIR (fluid attenuated inversion recovery), 134
- Sequências IR prep, 135
- Sequências de pulso gradiente-eco, 136
- Gradiente-eco convencional, 136
- Estado estacionário e formação do eco, 137
- Gradiente-eco coerente, 141
- Gradiente-eco incoerente (spoiled), 143
- Precessão livre no estado estacionário (steady state free precession – SSFP), 146
- Gradiente-eco balanceado, 151
- Gradiente-eco rápido, 152
- Técnicas de imagem single shot, 155
- Técnica de imagem paralela, 161

### Introdução

O estudo das sequências de pulso é parte integral do aprendizado da RM. As sequências de pulso nos permitem controlar o modo pelo qual o sistema aplica pulsos e gradientes. Dessa maneira, a qualidade e a ponderação da imagem são determinadas. Existem diversos tipos de sequências de pulso, e cada um tem um propósito específico. Este capítulo discutirá os mecanismos, as aplicações e os parâmetros de cada uma das sequências de pulso mais comuns, assim como suas vantagens e desvantagens. Cada fabricante usa diferentes abreviaturas para fazer a distinção entre sequências de pulso individuais, o que pode gerar confusão para o usuário. Uma

### Saiba mais: o que é uma sequência de pulso?

Uma sequência de pulso é, por definição, uma série de pulsos de radiofrequência (RF), aplicações de gradiente e intervalos de tempo de intervenção. Os pulsos de RF são aplicados para causar excitação e, no caso do *spin*-eco, para proporcionar a refasagem. Os gradientes são aplicados para codificar espacialmente o sinal (*veja* o Capítulo 3) e para refasar e defasar os *spins*, dependendo da sequência de pulso e da opção de aquisição de imagem selecionada. Os intervalos de tempo de intervenção referem-se aos intervalos de tempo que ocorrem entre a aplicação dessas funções; alguns dos quais são parâmetros extrínsecos de contraste que podem ser selecionados no console do operador (*veja* o Capítulo 2). Portanto, uma sequência de pulso é uma sequência de eventos cuidadosamente coordenados para gerar um tipo específico de contraste de imagem. Pode-se pensar nelas como danças. Todas as danças envolvem movimentos dos pés como série de passos, da mesma maneira que as sequências de pulso envolvem pulsos de RF e gradientes. Entretanto, do mesmo modo que a cronometragem e a coordenação dos passos determina o tipo de dança, por exemplo, tango, foxtrote etc., a cronometragem e a coordenação de elementos de uma sequência de pulso determinam o contraste de imagem resultante.



tabela comparando as abreviaturas mais empregadas por cada um dos principais fabricantes será apresentada no fim deste capítulo (Tabela 5.2). Essa tabela serve apenas como um orientador e não pretende comparar a *performance* nem as especificações de cada sistema. Os parâmetros fornecidos são genéricos, uma vez que dependem da potência do campo magnético. No entanto, são parâmetros que podem ser empregados para a maioria das potências de campo clínicas atuais.

As sequências de pulso geralmente podem ser categorizadas da seguinte maneira:

**Sequências de pulso *spin-eco*** (os *spins* são refasados em um pulso de refasagem de  $180^\circ$ ):

- *spin-eco* convencional
- *spin-eco* rápido ou turbo
- inversão-recuperação.

**Sequências de pulso gradiente-eco** (os *spins* são refasados por um gradiente):

- gradiente-eco coerente
- gradiente-eco incoerente
- precessão livre no estado estacionário (*steady state free precession* – SSFP)
- gradiente-eco balanceado
- gradiente-eco rápido
- imagem ecoplanar.

## SEQUÊNCIAS DE PULSO SPIN-ECO

### Spin-eco convencional

#### Mecanismo

Esta sequência de pulso já foi discutida anteriormente no Capítulo 2. Para recapitular, lembremos que o *spin-eco* usa um pulso de excitação de  $90^\circ$  seguido por um ou mais pulsos de refasagem de  $180^\circ$  para gerar o *spin-eco*. Se apenas um eco é gerado, uma imagem ponderada em T1 pode ser obtida empregando-se um TE curto e um TR curto. Para imagens ponderadas por densidade protônica e T2, são aplicados dois pulsos de RF de refasagem, gerando dois *spin-eco*. O primeiro eco tem TE curto e TR longo para conseguir a ponderação por densidade protônica, e o segundo tem TE longo e TR longo para alcançar a ponderação em T2 (veja as Figuras 2.23, 2.24 e 2.25).

#### Aplicações

As sequências de pulso *spin-eco* representam o padrão-ouro para a maioria dos processos de aquisição de imagem. São empregadas em quase todos os tipos de exame por ressonância magnética. As imagens ponderadas em T1 são úteis para mostrar a anatomia porque têm a SNR alta.

#### Parâmetros

##### Ponderação em T1

- TE curto: 10 a 30 ms
- TR curto: 300 a 700 ms
- Tempo normal de escaneamento: 4 a 6 min

##### Ponderação em T2/densidade protônica

- TE curto: 20 ms/TE longo: +80 ms
- TR longo: +2.000 ms
- Tempo normal de escaneamento: 7 a 15 min



Em conjunto com meios de contraste, no entanto, conseguem mostrar patologias. Imagens ponderadas em T2 também mostram a patologia. Tecidos doentes geralmente se apresentam mais edematosos e/ou vascularizados que tecidos normais. Eles têm um conteúdo elevado de água e consequentemente apresentam alto sinal em imagens ponderadas em T2 podendo, portanto, ser facilmente identificados (veja as Figuras 2.23 a 2.26).

## Vantagens e desvantagens do *spin-eco* convencional

### Vantagens

- boa qualidade de imagem
- muito versátil
- o que se vê é o que se consegue (ou seja, o contraste verdadeiramente tem como base os tempos de relaxamento T1 e T2 dos tecidos)
- ponderação real em T2 sensível à patologia.

### Desvantagem

- o tempo de escaneamento é relativamente longo.

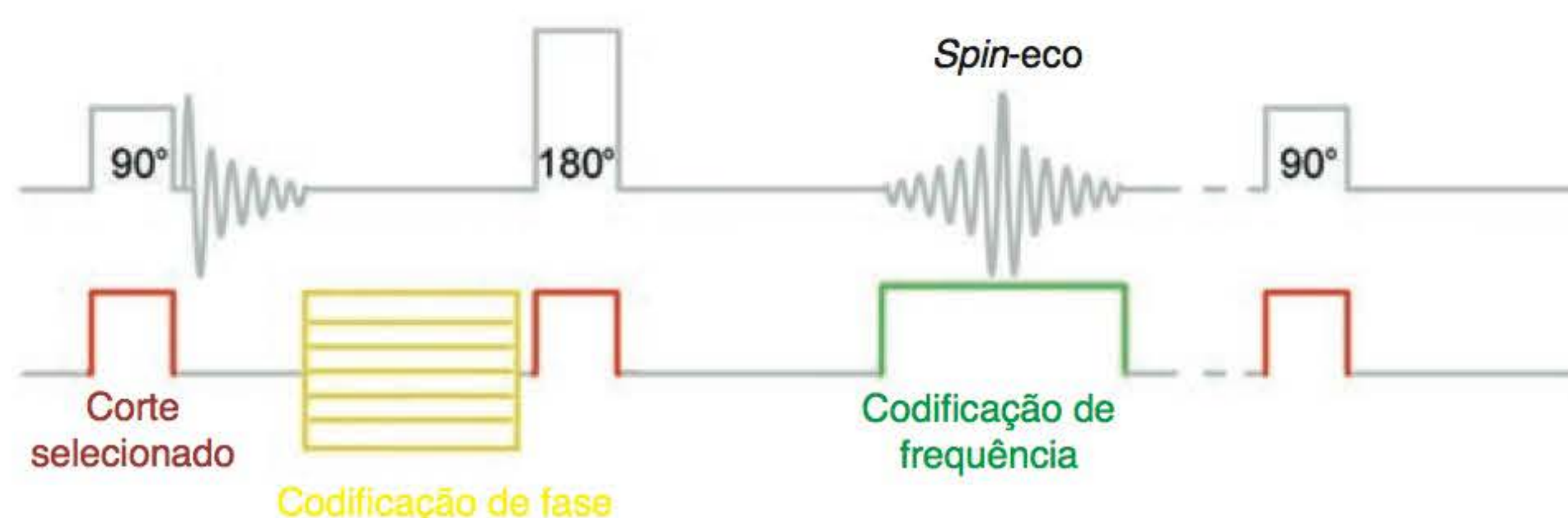
## Spin-eco turbo ou rápido

### Mecanismo

Como o nome sugere, *spin-eco* turbo ou rápido é uma sequência de pulso *spin-eco*, porém com tempos de escaneamento muito mais curtos do que nas sequências *spin-eco* convencionais. Para compreender como o *spin-eco* rápido consegue isso, é importante fazer uma recapitulação sobre aquisição de dados em sequências *spin-eco* convencionais (veja o Capítulo 3). Um pulso de excitação de  $90^\circ$  é seguido por um pulso de refasagem de  $180^\circ$ . Apenas uma etapa de codificação de fase é aplicada por TR em cada corte e, portanto, apenas uma linha do espaço K é preenchida em cada TR (Figura 5.1).

Como o tempo de escaneamento depende de TR, do NEX e do número de codificações de fase, para reduzir o tempo de escaneamento, um ou mais destes fatores devem ser reduzidos. A redução do TR e do NEX afeta a ponderação da imagem e a SNR, que não é desejável. Reduzir o número de codificações de fase reduz a resolução espacial, que também representa uma desvantagem (veja o Capítulo 4). Nas sequências *spin-eco* rápidas, o tempo de escaneamento é reduzido pela realização de mais de uma etapa de codificação de fase e, consequentemente, pelo preenchimento de mais de uma linha do espaço K por TR. Isso é conseguido pelo uso de vários pulsos de anulação de  $180^\circ$  para produzir um trem de ecos (Figura 5.2). A cada refasagem um eco é produzido e uma codificação de fase diferente é realizada.

No *spin-eco* convencional, dados não refinados da imagem produzida em cada eco são armazenados no espaço K, e o número de pulsos de refasagem de  $180^\circ$  aplicados corresponde ao número de ecos produzidos por TR. Cada eco é utilizado para produzir uma imagem separada (geralmente por densidade protônica e T2).



**Figura 5.1** Codificação especial em *spin-eco* convencional.



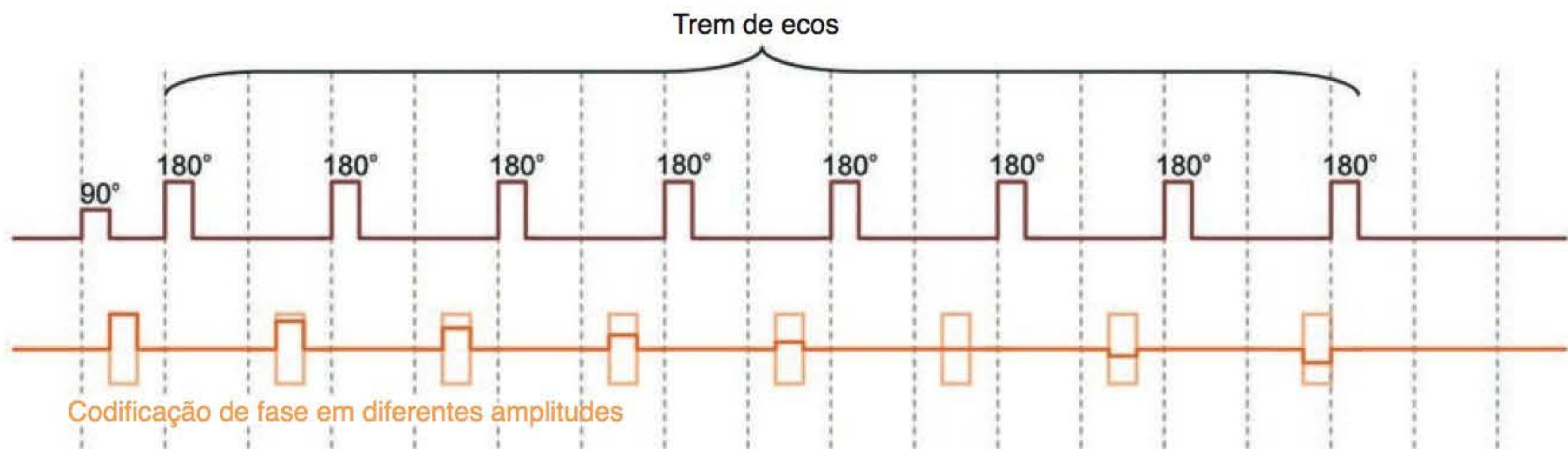


Figura 5.2 Trem de ecos.

Nas sequências *spin-eco* rápido, os dados de cada eco são colocados em *uma* imagem. O número de pulso de refasagem de  $180^\circ$  realizados por TR corresponde ao número de ecos produzidos e ao número de linhas preenchidas no espaço K. Esse número é chamado de **fator turbo** ou **comprimento do trem de ecos**. Quanto mais alto o fator turbo, menor é o tempo de escaneamento, visto que mais etapas de codificação de fase são realizadas por TR.

Por exemplo:

- no *spin-eco* convencional, é selecionada uma matriz de fase de 256, e devem ser aplicadas 256 codificações de fase. Supondo que foi selecionado 1 NEX: temos um intervalo de 256 TR para completar o escaneamento
- no *spin-eco* rápido, empregando-se os mesmos parâmetros, mas selecionado um fator turbo de 16, são realizadas 16 etapas de codificação de fase a cada TR. Portanto,  $256 \div 16$  (16) tempos TR passaram para completar o escaneamento. O tempo do exame é, pois, reduzido para 1/16 do tempo original.

A cada combinação  $180^\circ$ /codificação de fase, uma amplitude diferente de inclinação de gradiente de codificação de fase é aplicada para o preenchimento de uma linha diferente do espaço K. Nas sequências *spin-eco* convencionais, apenas uma linha é preenchida por TR, enquanto no *spin-eco* rápido são preenchidas várias linhas, correspondentes do fator turbo utilizado (Figura 5.2). Sendo assim, o espaço K é preenchido mais rapidamente e o tempo de escaneamento é reduzido.

## Saiba mais: o gaveteiro e o *spin-eco* rápido



Seguindo a analogia com o gaveteiro do Capítulo 3, no *spin-eco* convencional uma gaveta é aberta por TR para preencher uma linha do espaço K com dados. Na sequência *spin-eco* rápido para reduzir o tempo de escaneamento, mas manter a resolução, todas as gavetas têm de ser preenchidas (resolução de fase), porém mais de uma gaveta tem de ser aberta por TR para preencher mais rapidamente o espaço K reduzindo o tempo de escaneamento. Isso é conseguido pela realização de mais de uma aplicação dos gradientes de codificação de fase por TR, cada um em uma inclinação diferente para abrir uma gaveta diferente.

Por exemplo, se devem ser abertas 10 gavetas por TR, então o gradiente de codificação de fase deve ser aplicado 10 vezes em 10 amplitudes diferentes por TR para abrir 10 gavetas diferentes. Uma vez abertas as gavetas, deve haver informação para ser colocada nelas. Isso requer a produção de 10 ecos, um para cada gaveta. Para fazer isso, devem ser aplicados 10 pulsos de  $180^\circ$  diferentes. O número de pulsos de RF corresponde ao número de ecos e ao número de gavetas abertas por TR. Isso é chamado de comprimento do trem de ecos ou fator turbo e indica quanto mais veloz é o escaneamento em comparação com o *spin-eco* convencional; isto é, um fator turbo de 16 indica que 16 gavetas são abertas por TR e que o tempo de escaneamento é 16 vezes mais rápido do que na sequência *spin-eco* convencional.



## Ponderação em spin-eco rápido

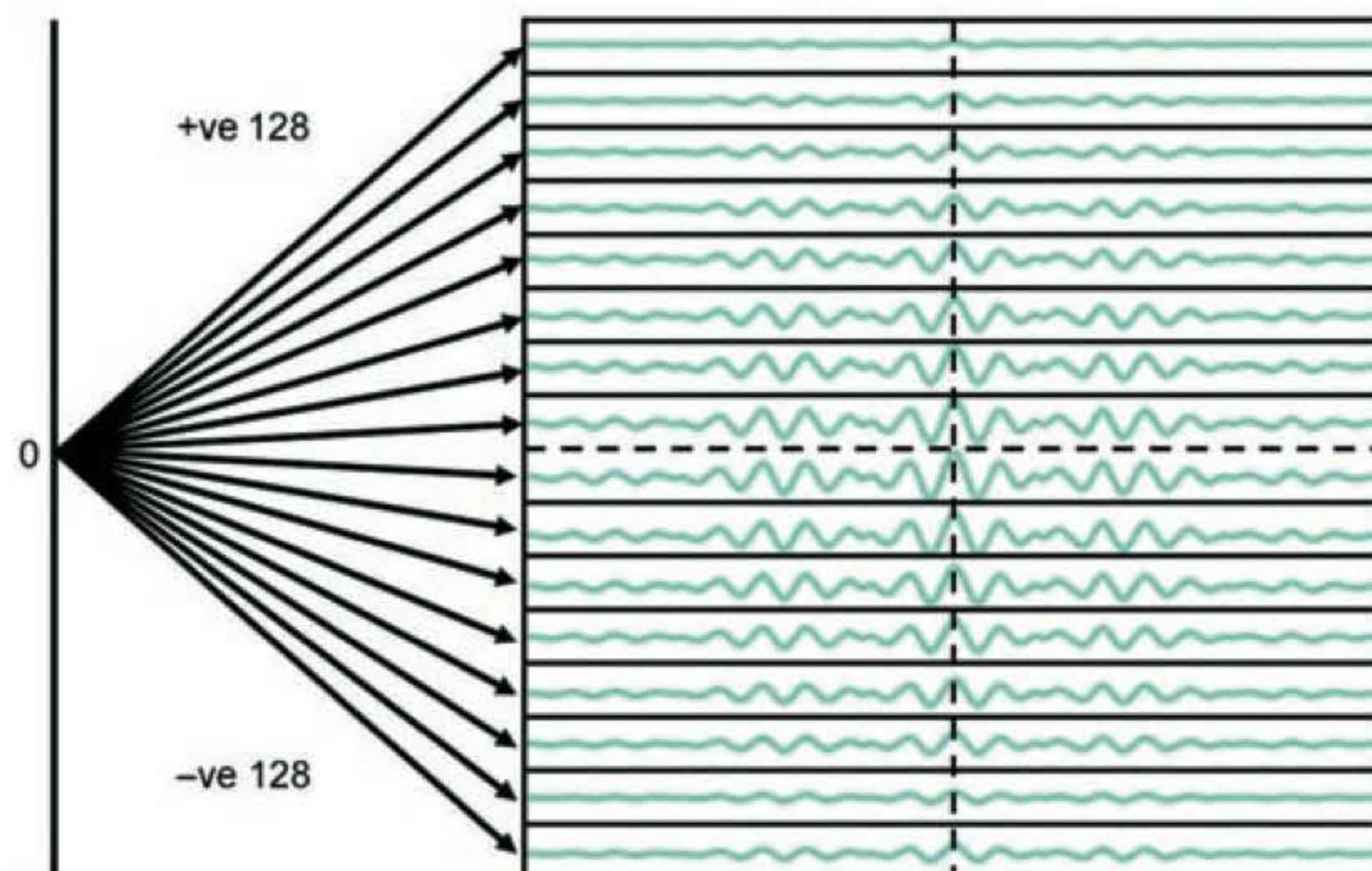
Os ecos são gerados em diferentes TE e, portanto, os dados coletados por eles têm ponderação variável. Toda essa informação é armazenada e colocada em uma imagem. Sendo assim, de que maneira uma sequência *spin-eco* rápida pode ser ponderada corretamente? O TE selecionado é apenas um **TE efetivo**. Em outras palavras, é o TE no qual o operador deseja ponderar a imagem resultante. Para conseguir essa ponderação, o sistema organiza as etapas de codificação de fase de modo que inclinações grandes ou pequenas são aplicadas aos vários ecos produzidos. Como descrito no Capítulo 3, cada etapa de codificação de fase aplica uma inclinação diferente do gradiente para causar um desvio de fase no sinal por um grau diferente. Se 256 codificações de fase forem realizadas, o gradiente de codificação de fase será ligado para variar os graus desde +128 até -128 (ou +128 até -127 se a linha 0 for incluída) (Figura 5.3).

Inclinações muito grandes de codificação de fase reduzem a amplitude do eco resultante. Inclinações pequenas de codificação de fase resultam em um eco com amplitude máxima de sinal (Figura 5.4) (veja o Capítulo 3). O sistema organiza as codificações de fase de modo que inclinações pequenas que produzem sinal máximo são centralizadas no TE efetivo selecionado. As inclinações grandes que produzem sinal de amplitude muito menor são colocadas longe do TE efetivo. A imagem resultante contém informação de todos os ecos no trem de ecos, mas as informações dos ecos coletadas em torno do TE efetivo têm mais impacto sobre o contraste da imagem, uma vez que preenchem as linhas centrais do espaço K, que produzem a maior amplitude de sinal. Os dados de ecos coletados em uma ponderação errada (outros TE) exercem um efeito muito menor sobre o contraste, na medida em que preenchem as linhas mais externas do espaço K, e portanto, têm menor amplitude de sinal e maior resolução espacial (Figura 5.5).

Se um TE de 100 ms for selecionado, com TR de 4.000 ms e fator turbo de 16, será necessária a ponderação em T2. As menores codificações de fase são realizadas em ecos que ocorrem em torno de 100 ms. As informações adquiridas dessas codificações de fase têm TE em 100 ms ou próximo disso. Codificações de fase realizadas bem no começo e ao final do trem de ecos são grandes, e a amplitude de sinal desses ecos é pequena. Elas contêm dados com ponderação por densidade protônica ou fortemente ponderados em T2, que existem na imagem, mas cujo impacto é menos importante.

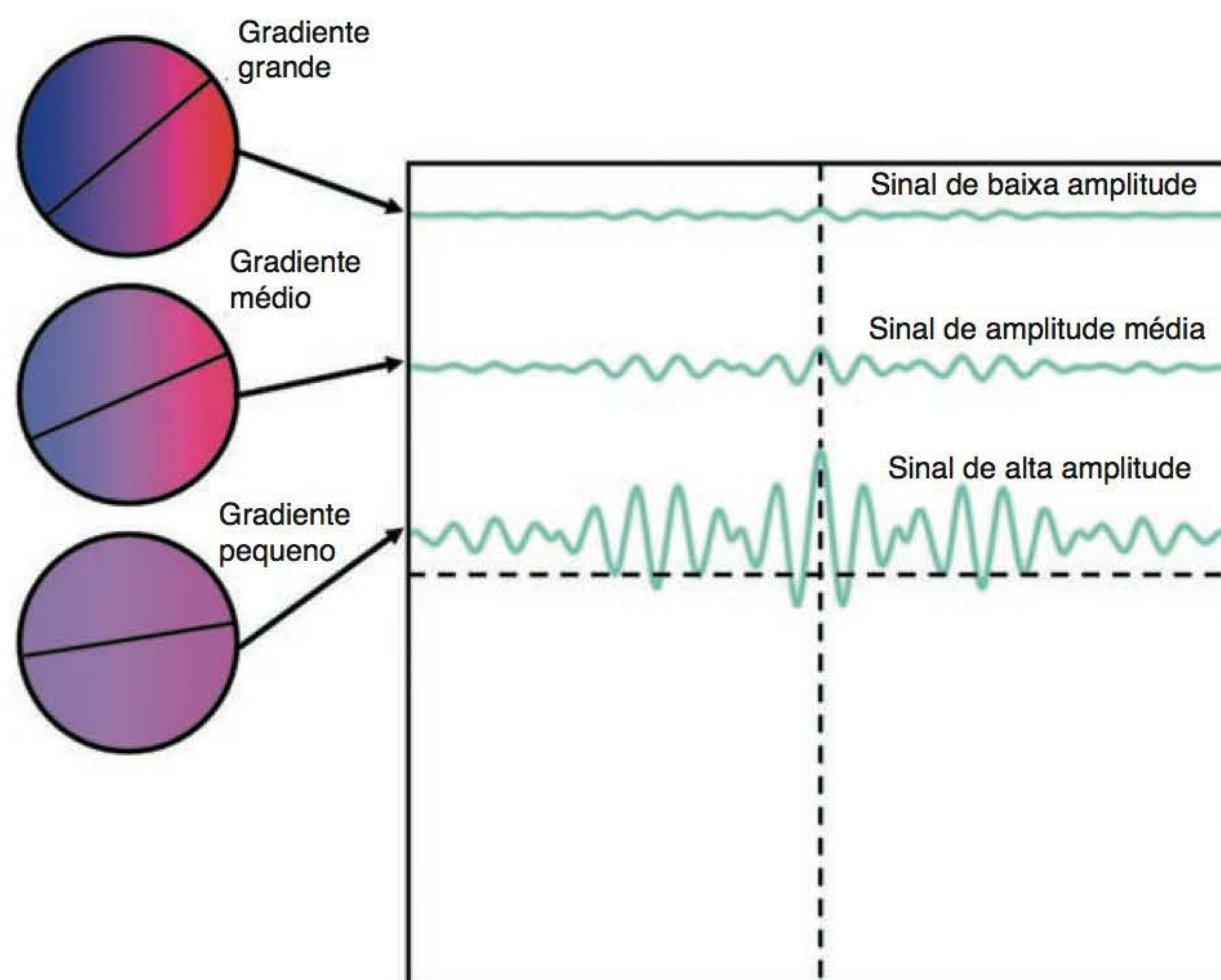
## Aplicações

De modo geral, o contraste visto nas imagens *spin-eco* rápido é similar ao das sequências *spin-eco*, e, portanto, essas sequências são úteis para a maioria das aplicações clínicas. No sistema nervoso central, na pelve e nas regiões musculoesqueléticas, as sequências *spin-eco* rápidas foram

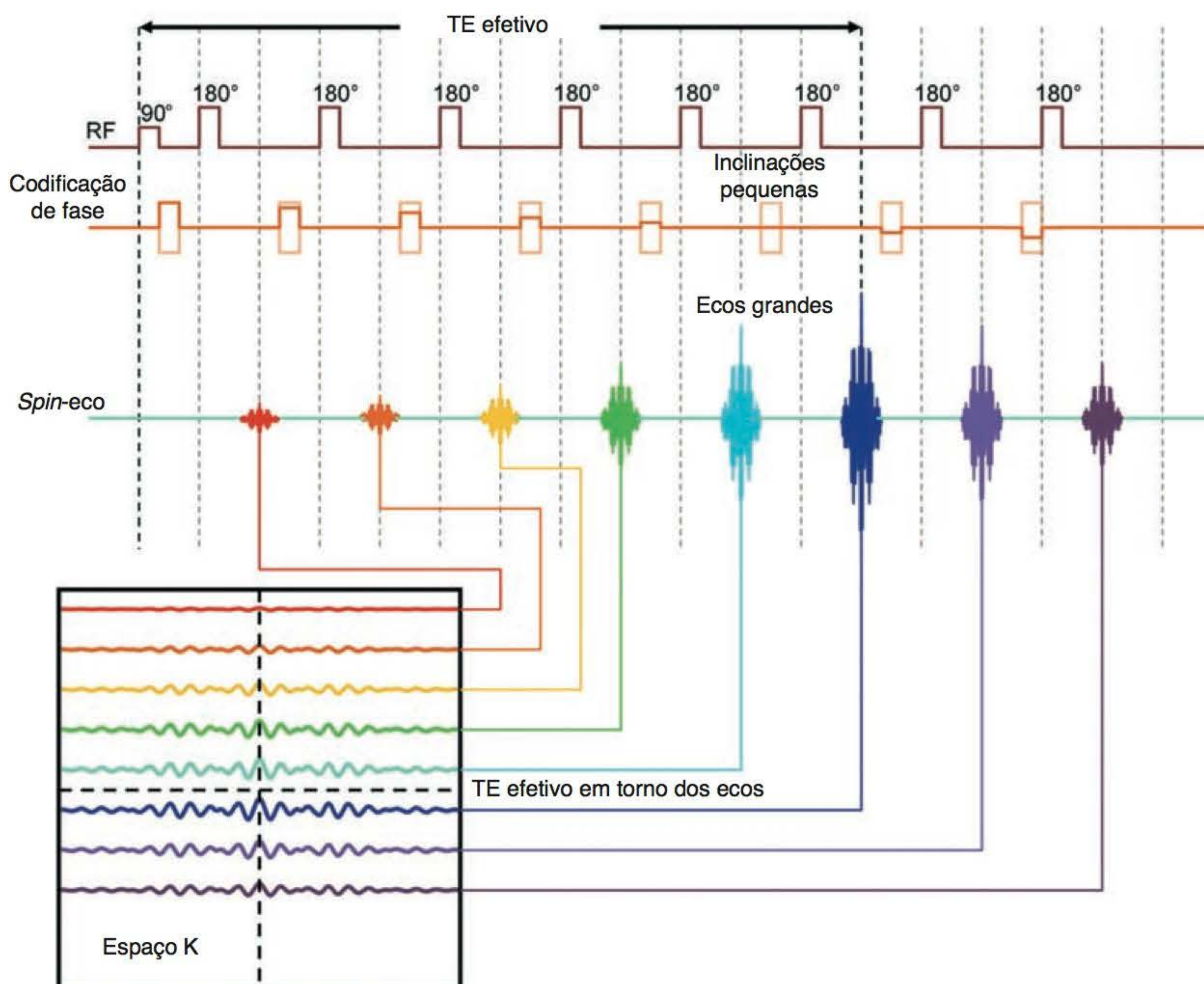


**Figura 5.3** Inclinação dos gradientes de codificação de fase.





**Figura 5.4** Codificação de fase *versus* amplitude do sinal.



**Figura 5.5** Preenchimento do espaço K e reordenação de fase.



substituídas por *spin*-eco, especialmente para ponderação em T2. No tórax e no abdome, algumas vezes os artefatos respiratórios são problemáticos se as técnicas de compensação respiratória não forem compatíveis com o *software* do *spin*-eco rápido. Isso é compensado pelo fato de que os tempos de escaneamento mais curtos das sequências de *spin*-eco rápido permitem a produção de imagens enquanto o paciente suspende a respiração.

Existem, no entanto, duas diferenças de contraste entre *spin*-eco e *spin*-eco rápido, ambas consequentes aos pulsos de  $180^\circ$  repetidos com pequeno espaço do trem de ecos. Primeiramente, a gordura permanece brilhante em imagens ponderadas em T2 por causa dos múltiplos pulsos de RF que reduzem o efeito das interações *spin-spin* na gordura (**acoplamento J**) (Figura 5.6). Entretanto, podem ser usadas técnicas de saturação da gordura para compensar (veja o Capítulo 6). Segundo, a repetição dos pulsos de  $180^\circ$  pode aumentar o efeito de transferência de magnetização de modo que um músculo, por exemplo, apareça mais escuro em imagens *spin*-eco rápido do que nas sequências *spin*-eco tradicionais. Além disso, os diversos pulsos de  $180^\circ$  reduzem os efeitos de suscetibilidade magnética, o que pode ser ruim quando se buscam pequenas hemorragias.

Pode ocorrer borramento (*blurring*) das imagens *spin*-eco rápido nas bordas dos tecidos com valores diferentes de decaimento T2. Isso ocorre porque cada linha do espaço K preenchida durante um trem de ecos contém informações de ecos com diferente TE. Quando se utiliza um trem de ecos longo, os últimos ecos que têm amplitude baixa de sinal contribuem para resolução do espaço K. Se esses ecos forem insignificantes, a resolução da imagem será perdida e ocorrerá o borramento. Isso, no entanto, pode ser diminuído reduzindo-se o espaçamento entre os ecos e/ou pelo fator turbo. Além do mais, artefatos derivados de implantes metálicos são significativamente reduzidos quando se utiliza uma sequência de *spin*-eco rápido porque a repetição dos pulsos de RF de  $180^\circ$  compensa a heterogeneidade do campo (veja o Capítulo 7).



**Figura 5.6** Imagem sagital da pelve com sequência *spin*-eco rápido ponderada em T2. Observe que tanto a gordura como a água têm intensidade de sinal alta.



## Parâmetros

Os parâmetros são similares aos do *spin-eco* convencional. Entretanto, agora, o fator turbo desempenha um papel importante na ponderação da imagem. Quanto mais alto o fator turbo, mais curto o tempo de escaneamento, porém a imagem resultante apresenta mais uma mistura de ponderações porque existem mais dados coletados no mesmo TE errado. Isso não é tão importante para imagens ponderadas em T2, uma vez que as informações por densidade protônica são, de alguma forma, compensadas pelas informações fortemente ponderadas em T2. Nas ponderações em T1 e por densidade protônica, por outro lado, valores muito altos de fator turbo colocam muita ponderação T2 na imagem e, conseqüentemente, deve ser empregado fator turbo de valor mais baixo. A economia no tempo de escaneamento na aquisição de imagens ponderadas em T1 não é tão grande como com a ponderação em T2.

Para ponderação em T1 (Figura 5.7):

- TR: 300 a 700 ms
- TE efetivo: mínimo
- fator turbo: 2 a 8.

Para ponderação por densidade protônica (Figura 5.8):

- TR: 3.000 a 10.000 ms (dependendo do número de cortes necessários)
- TE efetivo: mínimo
- fator turbo: 2 a 8.

Para ponderação em T2 (Figura 5.9):

- TR: 3.000 a 10.000 ms (dependendo do número de cortes necessários)
- TE efetivo: 80 a 140 ms
- fator turbo: 12 a 30.

O TR do *spin-eco* rápido frequentemente é muito maior do que aquele usado no *spin-eco* convencional. Os pulsos de RF de 180° levam tempo para serem realizados e, assim, menos cortes ficam disponíveis para um determinado TR. À medida que o fator turbo aumenta, o número de cortes disponíveis por TR diminui e, algumas vezes, o TR tem de ser significativamente elevado para conseguir o número necessário de cortes. Na ponderação em T1, aumentar o TR reduz a ponderação; sendo assim, nessas circunstâncias, precisamos manter o TR curto e realizar várias aquisições para conseguir a cobertura da anatomia. Um TR mais longo associado a *spin-eco* rápido de alguma forma contrabalança a redução alcançada no tempo de escaneamento, mas isso é muito menos significativo do que a enorme economia no tempo de escaneamento obtida pelo trem de eco longo.

## Resumo

Fator turbo curto:

- redução do TE efetivo
- aumento da ponderação em T1
- tempo de escaneamento mais longo
- mais cortes por TR
- redução do borramento da imagem.

Fator turbo longo:

- aumento do TE efetivo
- aumento da ponderação em T2
- tempo de escaneamento mais curto
- menos cortes por TR
- intensificação do efeito de borramento da imagem.





**Figura 5.7** Imagem sagital do joelho com sequência *spin-eco* rápido ponderada em T1.



**Figura 5.8** Imagem sagital do joelho com sequência *spin-eco* rápido ponderada por densidade protônica.





**Figura 5.9** Imagem sagital do joelho com sequência *spin-eco* rápido ponderada em T2.

## Vantagens e desvantagens do *spin-eco* rápido

### Vantagens

- grande redução do tempo de escaneamento
- podem ser usadas matrizes de alta resolução e múltiplos NEX
- melhoria na qualidade da imagem
- aumento das informações em T2.

### Desvantagens

- aumento de alguns efeitos de fluxo e movimento
- incompatível com algumas opções de aquisição de imagem
- gordura brilhante nas imagens ponderadas em T2
- borramento da imagem com trem de ecos muito longos.

## Sequência SS-FSE

É possível a aquisição de imagens *spin-eco* rápido em tempos de escaneamento ainda mais curtos pela utilização de uma técnica denominada **single shot fast spin echo** (SS-FSE). Nesta técnica todas as linhas do espaço K são adquiridas em um TR. A técnica SS-FSE combina uma técnica de Fourier parcial com *spin-eco* rápido. Metade das linhas do espaço K é adquirida em um TR e a outra metade é transposta. Esta técnica permite a redução no tempo de aquisição de



imagem, uma vez que todos os dados da imagem são adquiridos em um TR. Entretanto, existe um problema relacionado com a SNR. Atualmente, o fator turbo mais alto usado em imagens *single shot* é o de 728. Outra consideração quando se utiliza trem de ecos é que a taxa de absorção específica (**SAR**) (*specific absorption rate*) é significativamente aumentada pela aplicação de tantos pulsos sucessivos de  $180^\circ$ . Isso em geral se manifesta como redução do número de cortes permitidos e pode, portanto, dificultar a cobertura necessária em uma única aquisição. Na maioria dos sistemas, é possível reduzir o tamanho do ângulo de refocalização para até  $120^\circ$ . Isso reduz a SAR significativamente (que é proporcional ao quadrado do ângulo de inclinação), mas também reduz a SNR. No entanto, o benefício de poder obter um maior número de cortes por aquisição devido à redução da SAR compensa a diminuição da SNR.

## Sequência “driven equilibrium Fourier transform”

Em outra modificação da sequência FSE (que alguns fabricantes chamam de **DRIVE**, **RESTORE** ou **FR-FSE**), um pulso de excitação com ângulo de inclinação invertido é aplicado ao final do trem de ecos. Isso transfere qualquer magnetização transversa para o plano longitudinal, para que esteja disponível para excitação no início do próximo TR. Sendo assim, não é necessário esperar muito tempo para que ocorra a relaxação em T1. Alguns fabricantes causam a refasagem da magnetização transversa com um pulso de  $180^\circ$ , antes da aplicação do pulso de restauração de  $90^\circ$ . Como a água tem os maiores tempos T1 e T2, a maior parte desta magnetização é composta de água e, portanto, tem a mais alta intensidade de sinal nas imagens resultantes. Essa sequência aumenta a intensidade de sinal em estruturas cuja base é fluida, como o líquido cefalorraquidiano (LCR), quando se utiliza TR mais curto que o normal em FSE (Figuras 5.10 e 5.11).

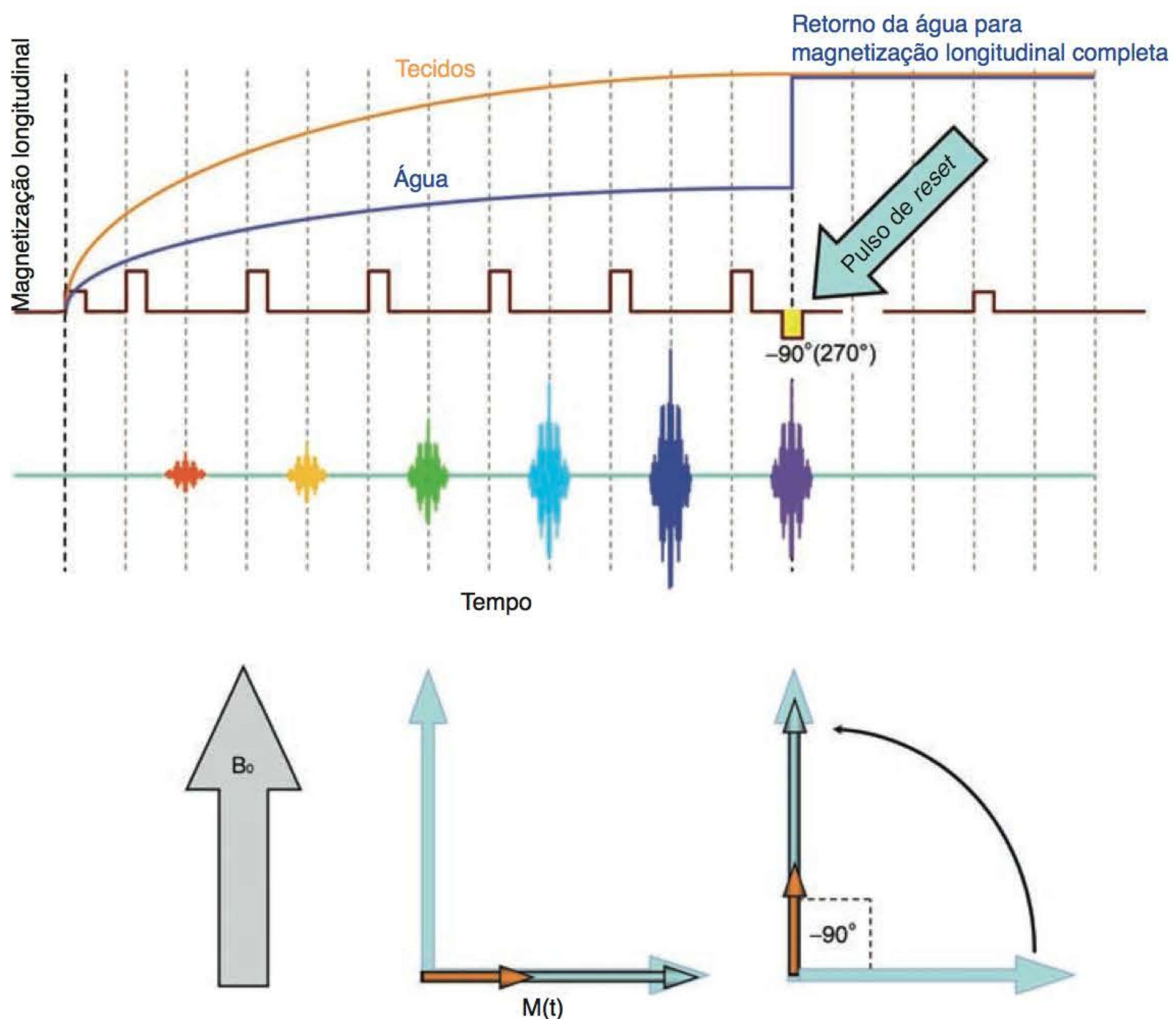
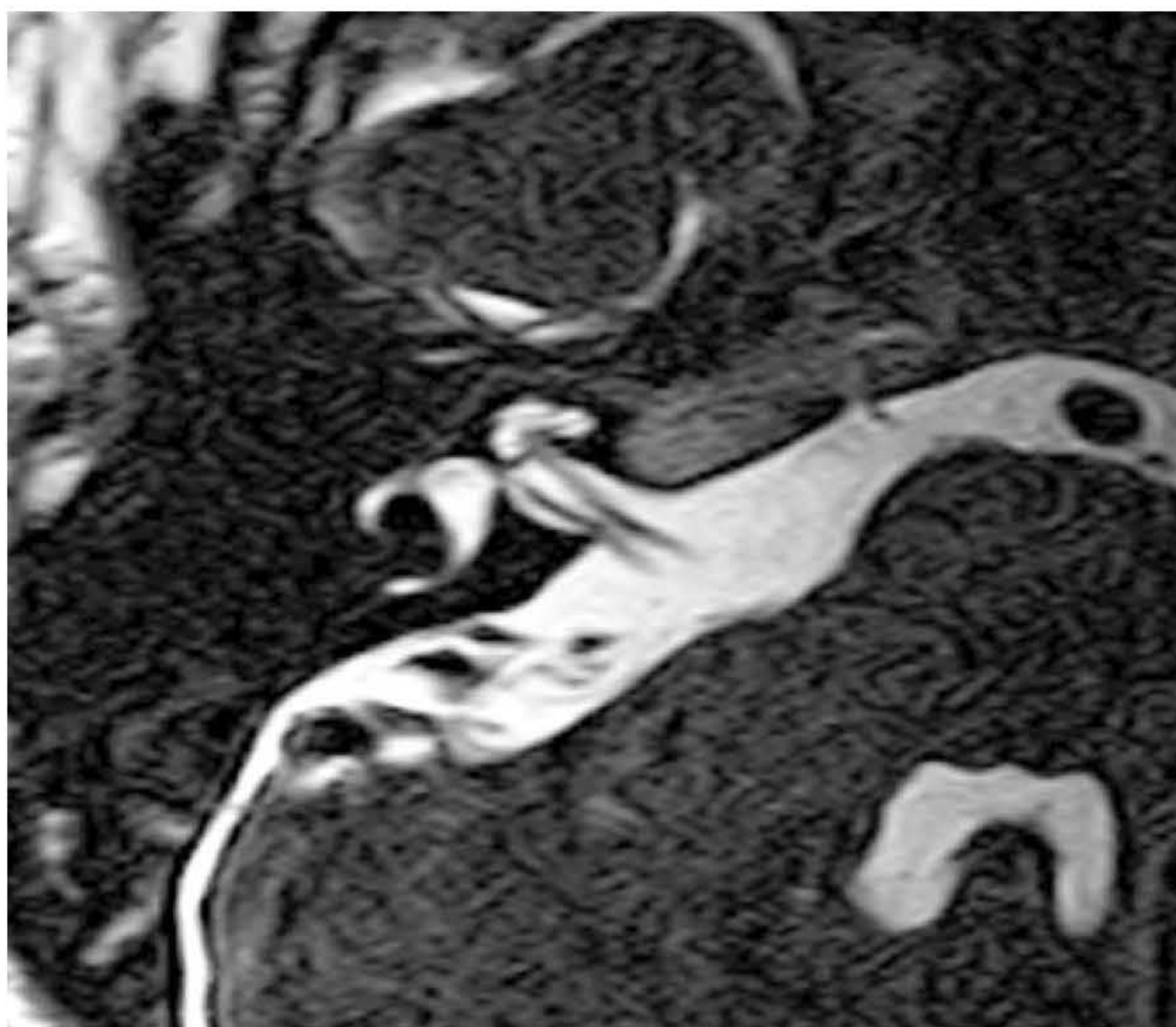


Figura 5.10 Sequência de pulso DRIVE.





**Figura 5.11** Imagem axial do meato acústico interno direito em sequência DRIVE. Observe a alta intensidade do sinal no LCR.

## Inversão-recuperação

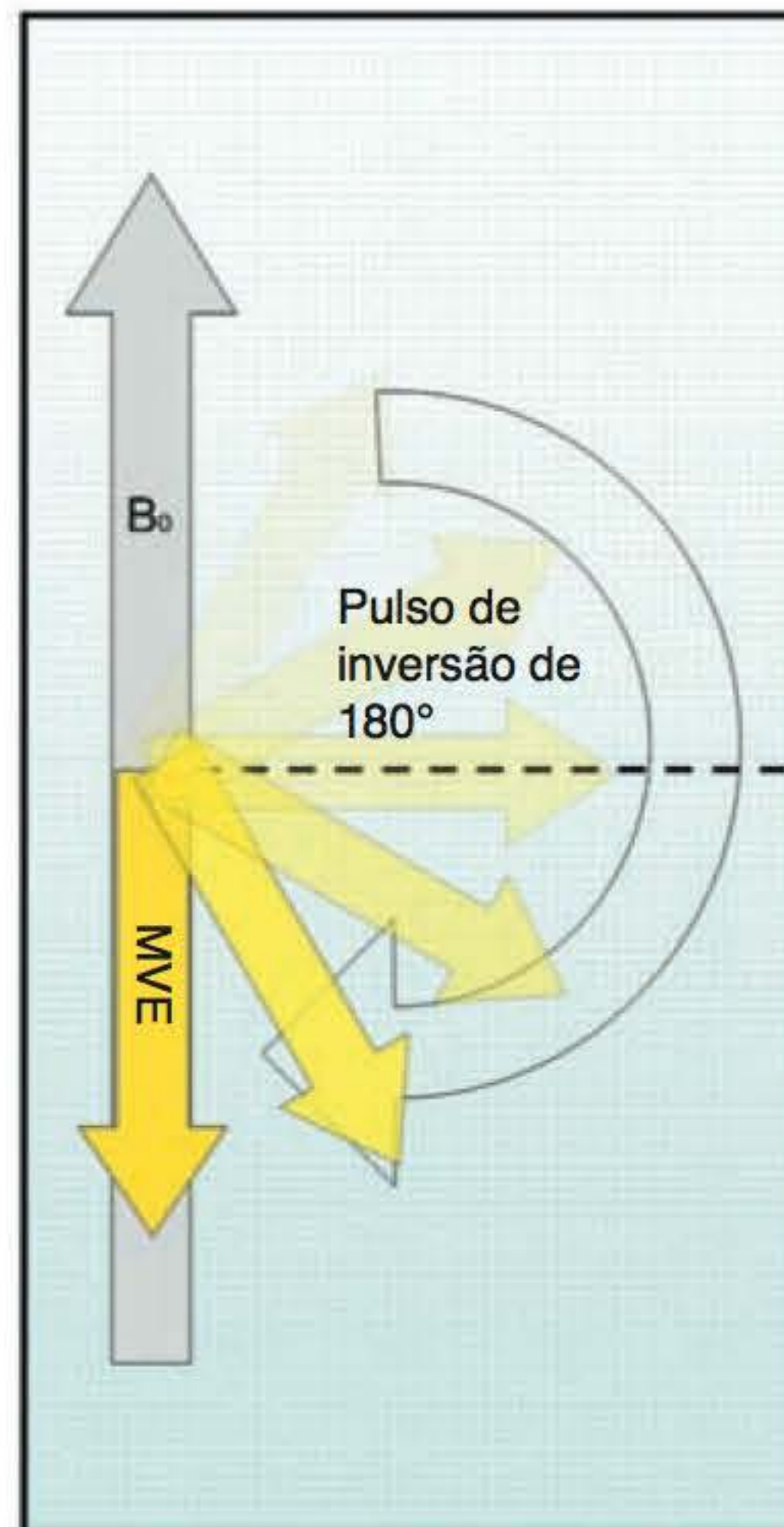
### Mecanismo

A técnica de inversão-recuperação (IR) foi desenvolvida logo no princípio da RM para fornecer bom contraste T1 em sistemas de baixo campo. No entanto, os tempos de escaneamento eram relativamente longos, e, quando começaram a ser usados os sistemas supercondutores de alto campo, essa sequência se tornou, de certa forma, redundante. Entretanto, ela ressurgiu em combinação com *spin-eco* rápido para produção de imagens em poucos minutos. Geralmente é empregada para suprimir o sinal de determinados tecidos, juntamente com TE longo e ponderação em T2, embora, em sistemas de baixo campo, ainda seja usada para obtenção de contraste em T1. Suas variações são discutidas aqui.

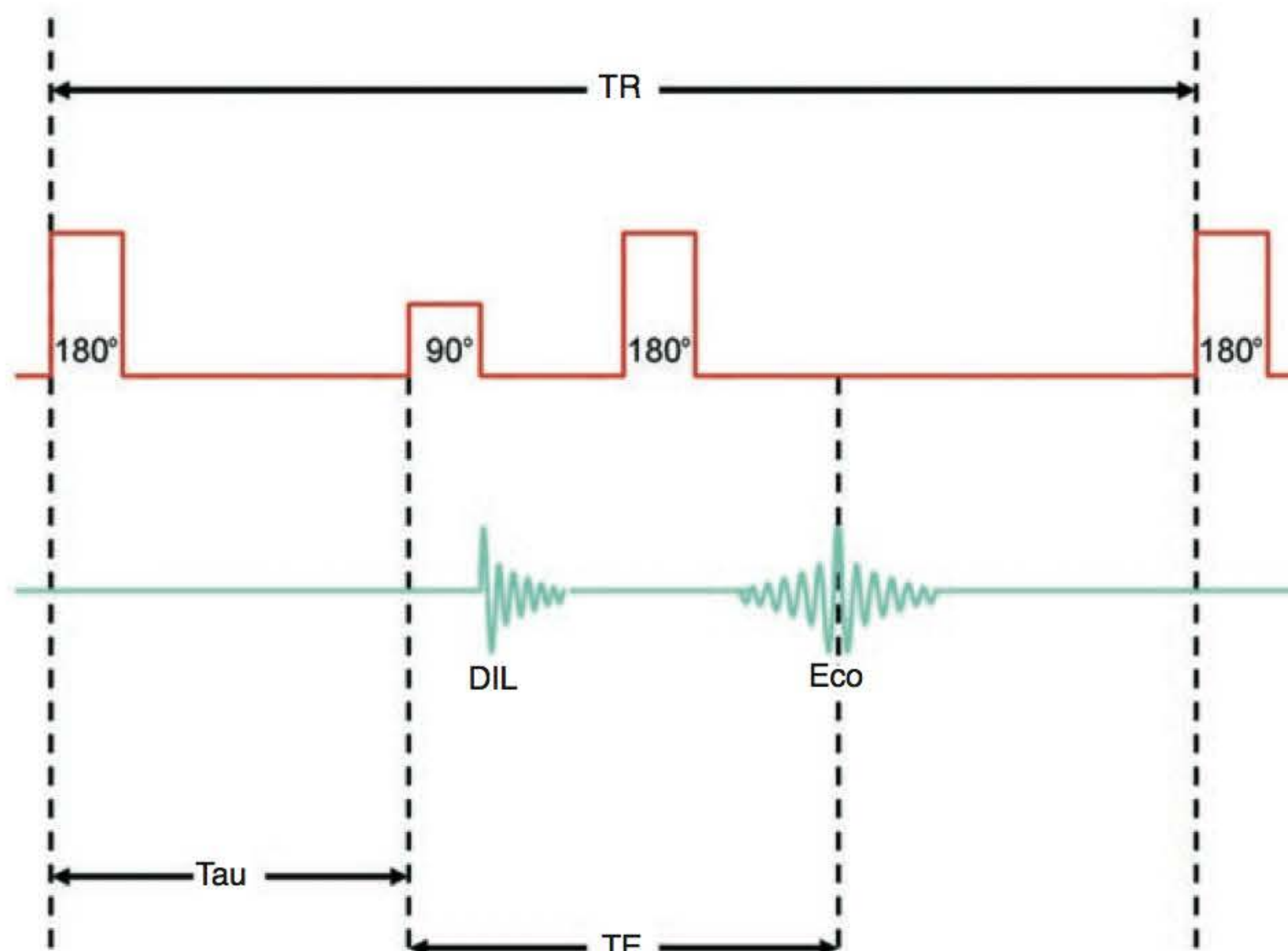
Inversão-recuperação é uma sequência de pulso que começa com um pulso invertido de  $180^\circ$ . Isso inverte o VME em  $180^\circ$  até a saturação total. Quando o pulso invertido é removido, o VME começa a relaxar de volta a  $B_0$ . Então, um pulso de excitação de  $90^\circ$  é aplicado a partir de um intervalo do pulso invertido de  $180^\circ$  conhecido como TI (**tempo de inversão**) (Figura 5.12). O DIL resultante é então refasado por um pulso de  $180^\circ$  para produzir um *spin-eco* em um tempo TE (Figura 5.13).

O contraste da imagem resultante depende principalmente do comprimento de TI. Se o pulso de excitação de  $90^\circ$  for aplicado depois de o VME sofrer relaxamento de volta ao plano transversal, o contraste da imagem dependerá do grau de recuperação longitudinal de cada vetor (como em *spin-eco*). A imagem resultante é fortemente ponderada em T1 porque o pulso invertido de  $180^\circ$  alcança saturação total e garante uma grande diferença de contraste entre gordura e água (Figura 5.14). Se o pulso de excitação de  $90^\circ$  não for aplicado até que o VME alcance total recuperação, o resultado será uma imagem ponderada por densidade protônica, uma vez que tanto a gordura quanto a água apresentam relaxamento total (Figura 5.15).





**Figura 5.12** Pulso de inversão de 180° em uma sequência inversão-recuperação.

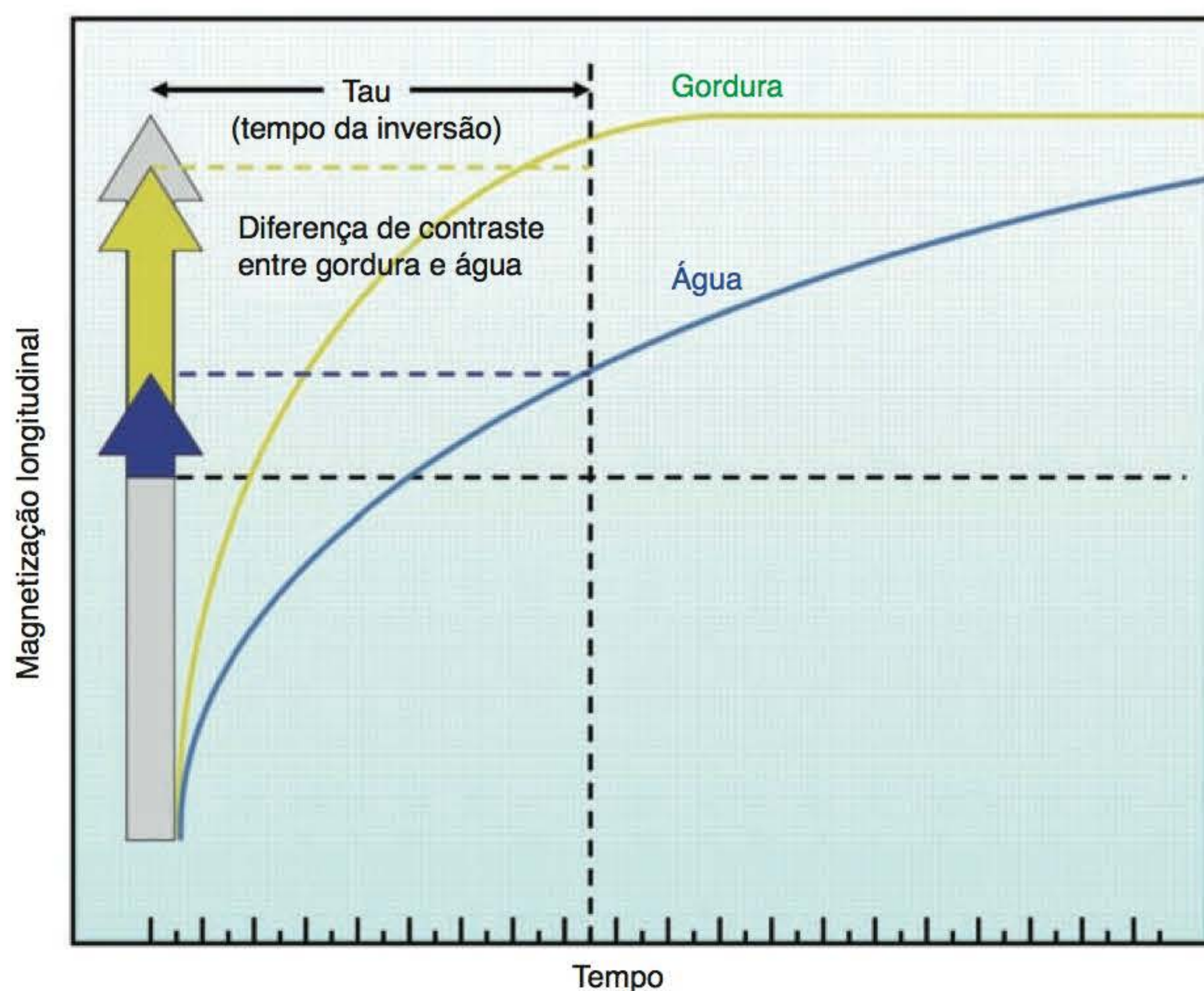


**Figura 5.13** Sequência inversão-recuperação.

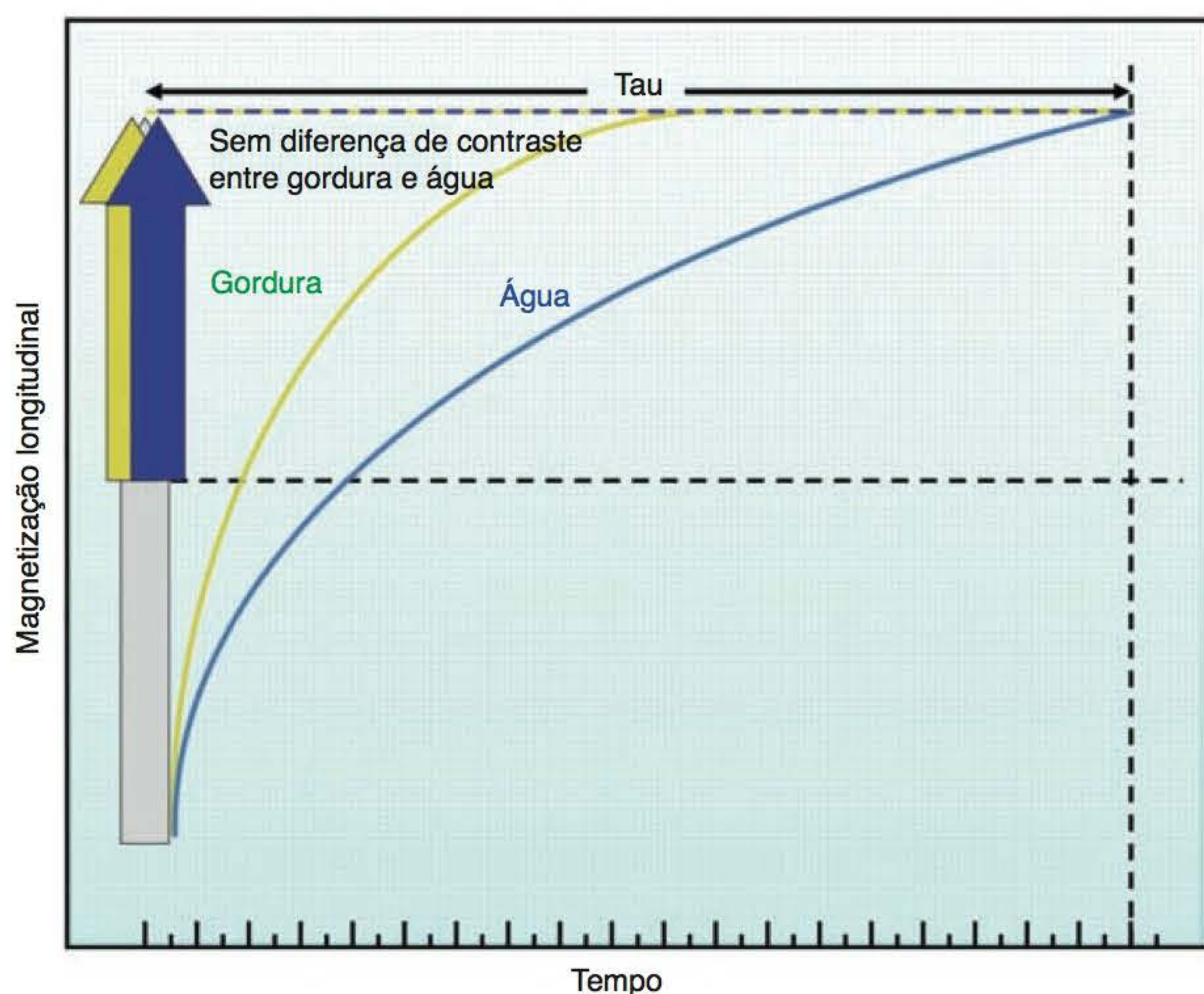
## Aplicações

A sequência inversão-recuperação era tradicionalmente usada para conseguir imagens fortemente ponderadas em T1, que mostrassem a anatomia (Figura 5.16). O pulso invertido de 180° produz uma grande diferença de contraste entre a água e a gordura porque a saturação total dos vetores da água e da gordura é alcançada no início de cada repetição. Sendo assim, os tecidos começam sua recuperação a partir da saturação total, em oposição ao que ocorre no *spin-eco*





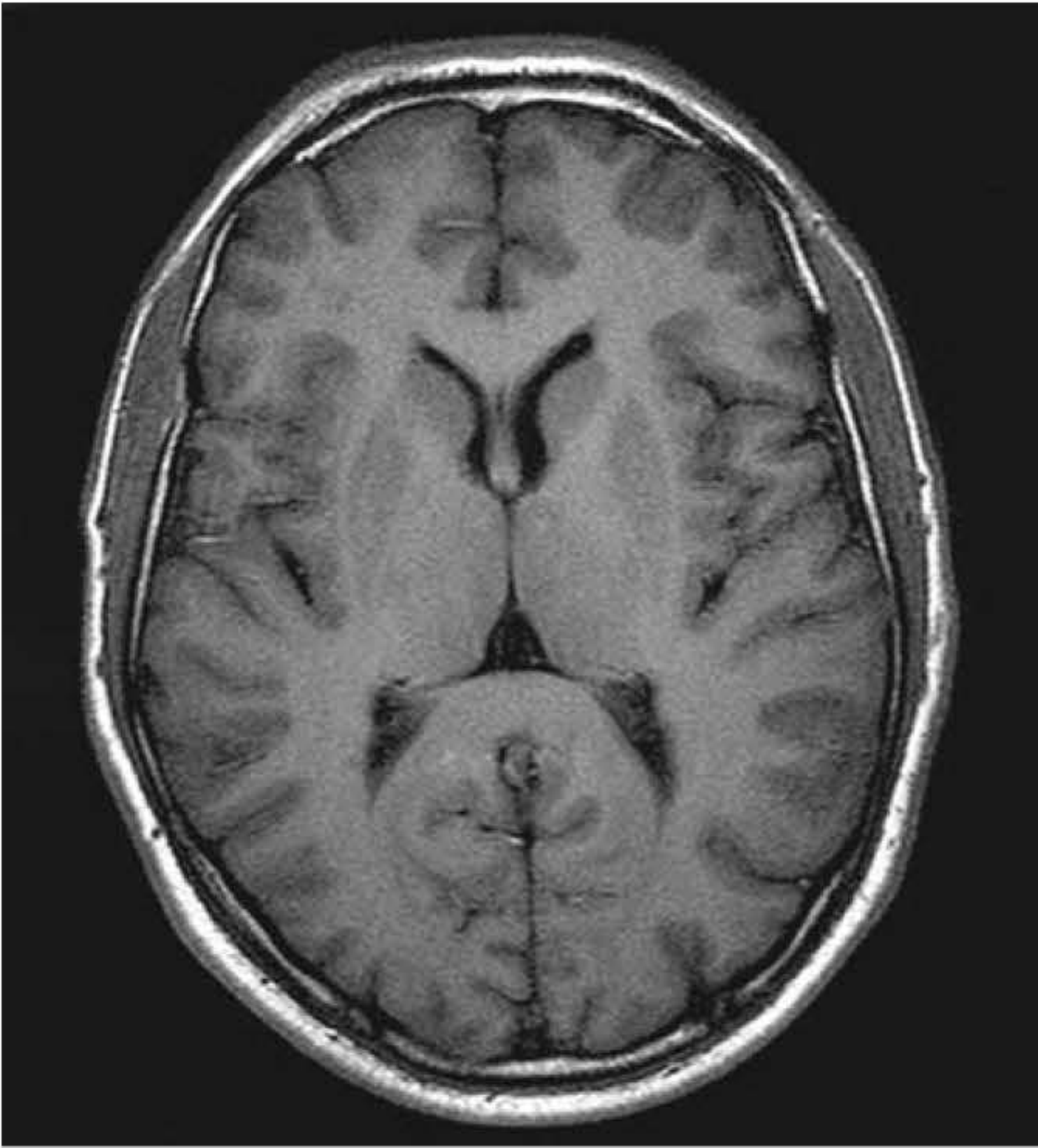
**Figura 5.14** Sequência inversão-recuperação ponderada em T1.



**Figura 5.15** Sequência inversão-recuperação ponderada por densidade protônica.

tradicional, que é a partir do plano transversal. Isso permite maior tempo para que apareçam as diferenças nos tempos de recuperação T1 entre os tecidos; portanto, sequências de pulso IR produzem uma ponderação mais forte em T1 do que o *spin-eco* convencional. Como o uso do gadolínio basicamente encurta os tempos T1 de determinados tecidos, as sequências de pulso IR aumentam o sinal a partir de estruturas que foram realçadas como resultado da injeção de contraste.





**Figura 5.16** Imagem axial do cérebro em sequência inversão-recuperação ponderada em T1. Foi usado um TI de 700 ms.

## Parâmetros

Quando a inversão-recuperação é empregada para produzir predominantemente imagens fortemente ponderadas em T1 em campos baixos, o TE controla o grau de decaimento em T2, e assim geralmente é mantido curto para minimizar os efeitos de T2. No entanto, ele pode ser alongado para dar um sinal brilhante a tecidos com T2 longo. Isso é chamado de **ponderação pela patologia** e produz uma imagem que é predominantemente ponderada em T1, mas em que os processos patológicos aparecem brilhantes. O TI é o controlador mais potente do contraste nas sequência inversão-recuperação. Valores médios de TI resultam em ponderação em T1, mas, à medida que é alongado, a imagem vai se tornando mais ponderada por densidade protônica. O TR deve ser sempre longo o suficiente para permitir a recuperação total do VME, antes que seja aplicado o pulso invertido seguinte. Se não for assim, vetores individuais se recuperam em diferentes graus, e isso afeta a ponderação. Por exemplo, em 1 T, para alcançar a recuperação total do VME, o TR deve ser mais longo do que 3.000 ms. Atualmente, a maioria dos sistemas usa a sequência inversão-recuperação *spin-eco* rápido (veja adiante).

### Ponderação em T1

- TI médio: 400 a 800 ms (varia em diferentes potências de campo)
- TE curto: 10 a 20 ms
- TR longo: +3.000 ms
- tempo médio de escaneamento: 5 a 15 min.

### Ponderação por densidade protônica

- TI longo: 1.800 ms
- TE curto: 10 a 20 ms
- TR longo: +3.000 ms
- tempo médio de escaneamento: 5 a 15 min.

### Ponderação por patologia

- TI médio: 400 a 800 ms
- TE longo: + 70 ms
- TR longo: + 3.000 ms
- tempo médio de escaneamento: 5 a 15 min.



## Vantagens e desvantagens da técnica de inversão-recuperação

### Vantagens

- SNR muito boa, visto que TR é longo
- excelente contraste em T1.

### Desvantagem

- longo tempo de escaneamento, a não ser que seja empregada juntamente com o *spin*-eco rápido.

132

## Inversão-recuperação rápida

Nesta modificação da sequência, o pulso invertido de  $180^\circ$  é seguido, após o tempo TI, por um pulso de excitação de  $90^\circ$  e pelo trem de pulsos de RF de  $180^\circ$ , para preencher várias linhas do espaço K, do mesmo modo que no *spin*-eco rápido. Isso reduz muito o tempo de escaneamento e permite uma aplicação clínica dessa sequência na aquisição de imagens. No entanto, em vez de ser usada para produção de imagens ponderadas em T1, a inversão-recuperação rápida geralmente é empregada para suprimir o sinal de determinados tecidos, juntamente com a ponderação em T2, de maneira que a água e a patologia retornem um sinal alto. As duas principais sequências nessa categoria são STIR e FLAIR.

## STIR (short tau inversion recovery)

### Mecanismo

STIR é uma sequência de pulso de inversão-recuperação que usa um TI (também chamado de **tau**) que corresponde ao tempo que a gordura leva para se recuperar totalmente da inversão até o plano transversal, de maneira que não há magnetização longitudinal correspondente à gordura. Isso recebe o nome de **ponto nulo** (Figura 5.17). Quando um pulso de excitação de  $90^\circ$  é apli-

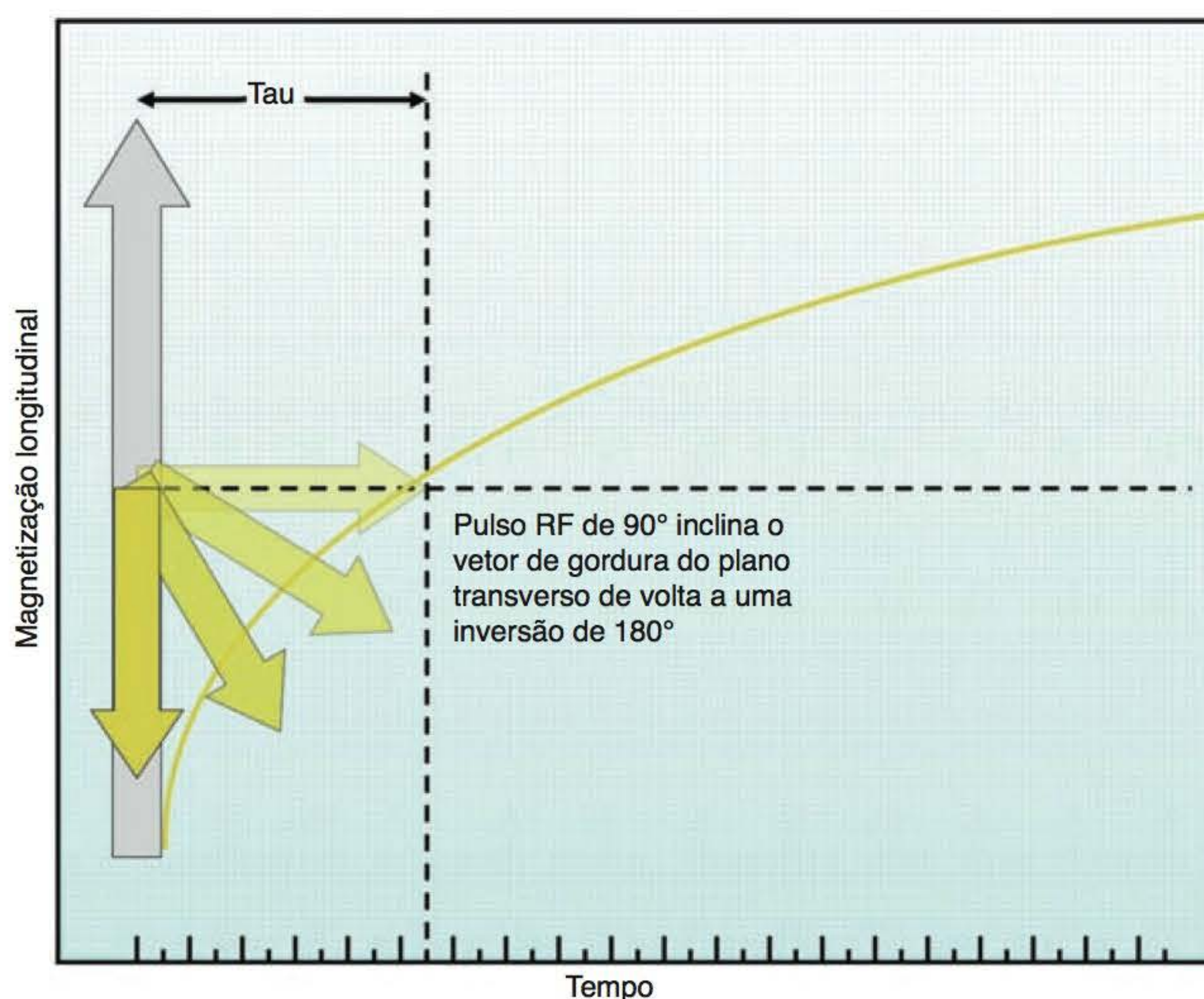


Figura 5.17 Sequência STIR.



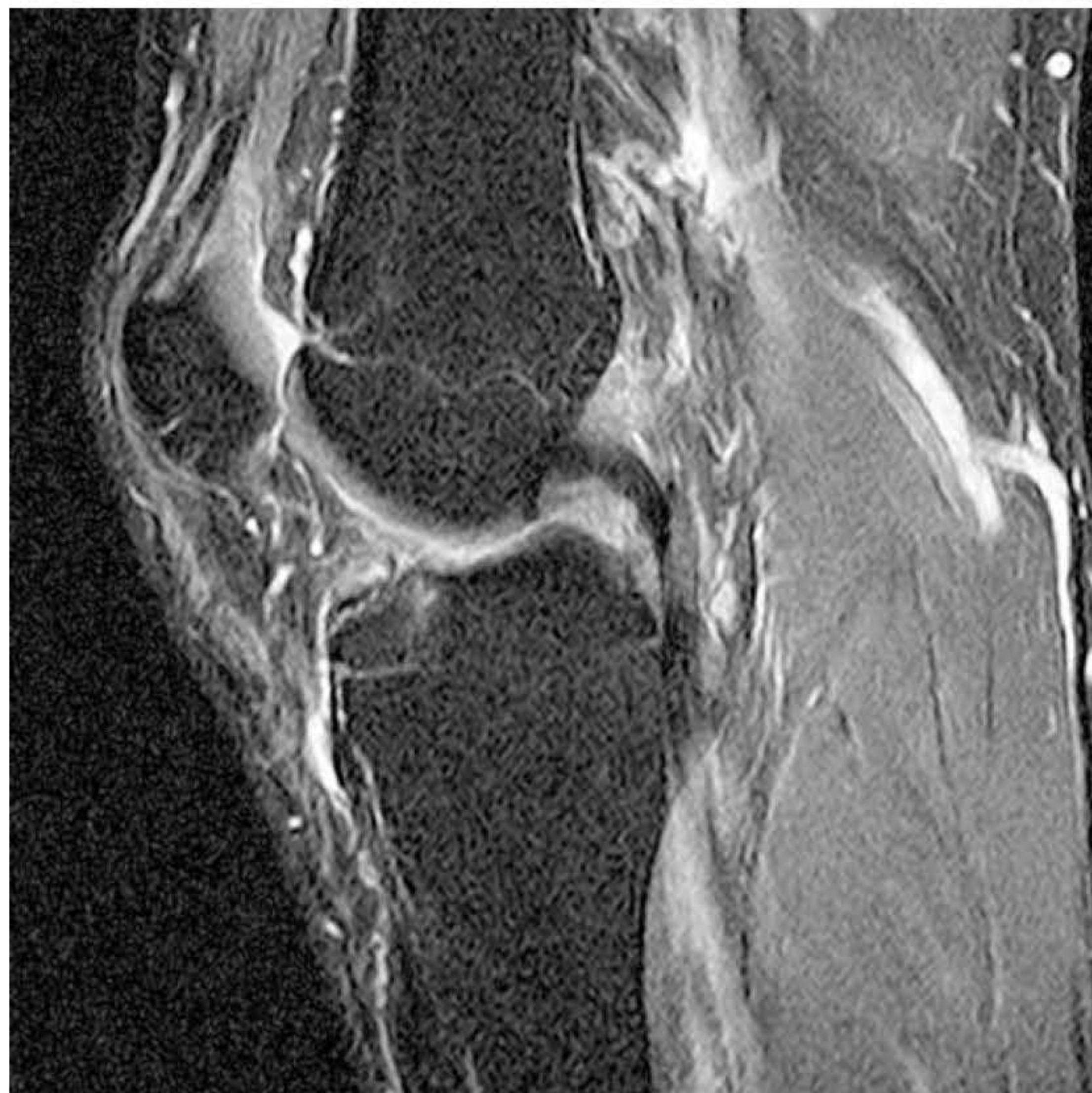
cado, como não existe um componente longitudinal para a gordura, não existe um componente transversal após a excitação, de modo que o sinal da gordura é anulado. Um TI entre 100 ms e 175 ms consegue a supressão do sinal da gordura, embora possa haver pequena variação desses valores, de acordo com a potência do campo magnético. O TI necessário para anular o sinal de um tecido é 0,69 vez seu tempo de relaxamento T1. É importante observar que STIR não deve ser empregada juntamente com injeção de contraste, que encurta os tempos T1 de realce dos tecidos, tornando-os brilhantes. O tempo T1 dessas estruturas deve ser encurtado de modo que se aproximem do valor do tempo T1 da gordura. Portanto, em uma sequência STIR, o realce dos tecidos também deve ser anulado.

## Aplicações

STIR é uma sequência extremamente importante para a aquisição de imagens musculoesqueléticas porque o osso normal, que contém medula óssea gordurosa, é suprimido e as lesões no interior do osso, como contusões e tumores, podem ser visualizadas com mais clareza (Figuras 5.18 e 5.19). Também é uma sequência muito útil para supressão do sinal de gordura em diferentes tipos de aquisição em RM (veja o Capítulo 6).

### Parâmetros

- TI curto (tau): 150 a 175 ms (para anular a dependência da gordura em relação à potência do campo)
- TE longo: + 50 ms (para aumentar o sinal da patologia)
- TR longo: + 4.000 ms (para permitir a recuperação total)
- fator turbo longo: 16 a 20 (para realçar o sinal da patologia)
- tempo médio de escaneamento: 5 a 15 min.



**Figura 5.18** Imagem sagital do joelho em sequência STIR. O sinal de medula óssea normal foi anulado. O líquido sinovial na articulação tem sinal alto, pois TE é longo e, portanto, a imagem é ponderada em T2.





**Figura 5.19** Imagem sagital da coluna lombar em sequência STIR, empregando parâmetros similares aos da Figura 5.18.

## FLAIR (fluid attenuated inversion recovery)

### Mecanismo

FLAIR é outra variação da sequência inversão-recuperação. Em FLAIR, selecionando-se um TI que corresponde ao tempo de recuperação do LCR de  $180^\circ$  para o plano transversal, anula-se o sinal do LCR. Não existe magnetização longitudinal no LCR. Quando o pulso de excitação de  $90^\circ$  é aplicado, como não existe componente longitudinal no LCR, não existe componente transversal após a excitação e o sinal do LCR é anulado. A sequência FLAIR é empregada para supressão do alto sinal do LCR em imagens ponderadas em T2, para que a patologia adjacente possa ser visualizada com maior clareza. Um TI entre 1.700 ms e 2.200 ms consegue suprimir o sinal do LCR (embora exista uma pequena variação de acordo com a potência do campo magnético e a supressão seja calculada multiplicando-se o tempo de relaxamento T1 do LCR por 0,69).

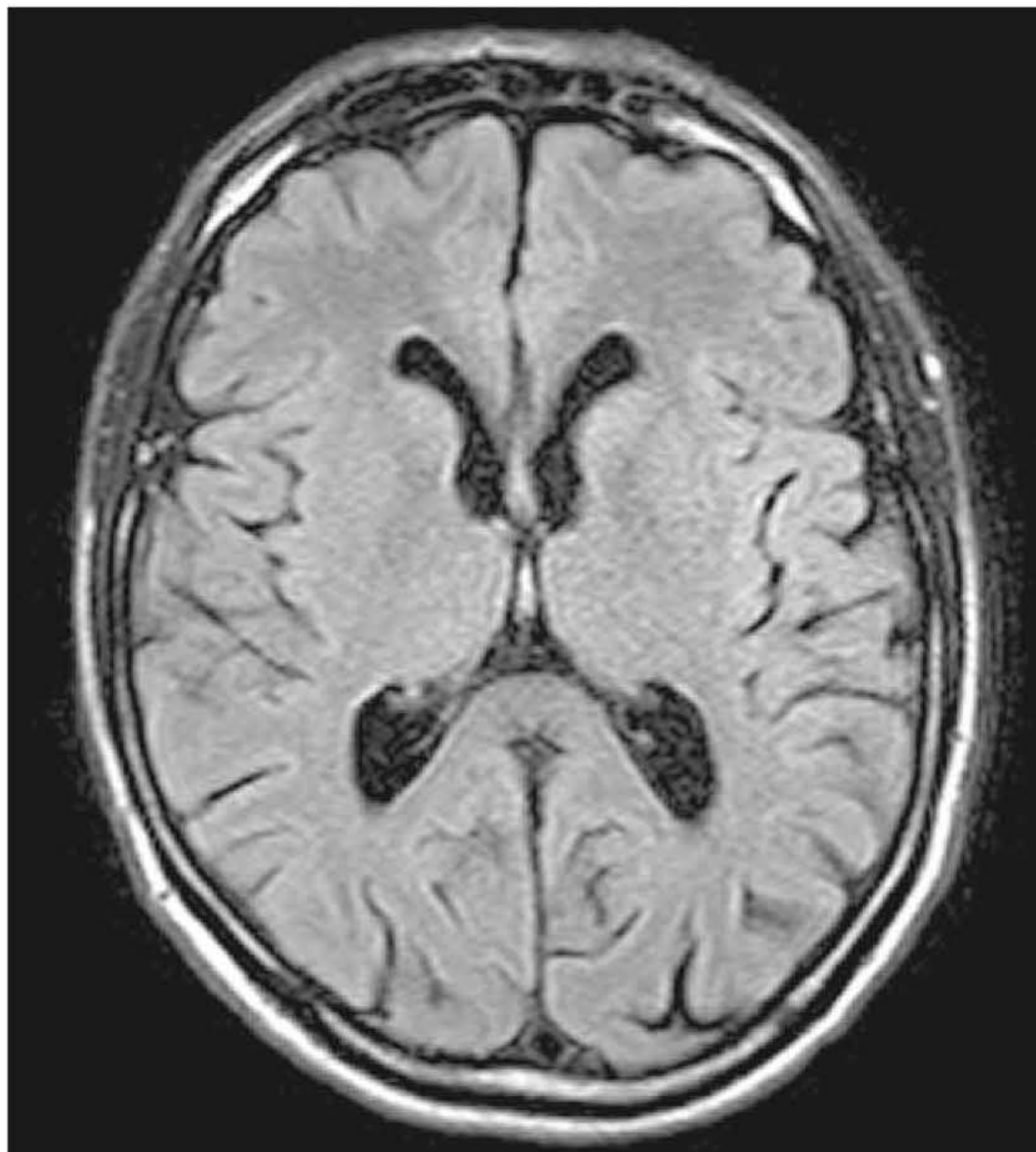


## Aplicações

A sequência FLAIR é usada para aquisição de imagens do cérebro e da coluna vertebral para visualização de lesões periventriculares e medulares com mais clareza, pois o alto sinal do LCR adjacente é anulado. É especialmente útil na visualização de placas de esclerose múltipla, hemorragia aguda subaracnóidea e meningite (veja a Figura 5.20). Algumas vezes é injetado gadolínio para dar maior contraste à patologia. Esta excentricidade (injeção de gadolínio em uma imagem ponderada em T2) pode acontecer pelo fato de que os longos trens de ecos usados nas sequências FLAIR fazem com que a gordura permaneça brilhante em imagens ponderadas em T2. Como o gadolínio reduz o tempo de relaxamento T1 do tecido realçado de modo a ficar parecido com a gordura, o tecido realçado pode aparecer mais brilhante do que quando o gadolínio não é injetado. Outra modificação dessa sequência na aquisição de imagens cerebrais é a seleção de um tempo T1 que é correspondente ao ponto nulo da substância branca. Isso anula o sinal da substância branca normal de modo que as lesões nela presentes, em comparação, aparecem muito mais brilhantes. Esta sequência (que exige um TI de aproximadamente 300 ms) é muito útil no caso de lesões na substância branca, como leucomalácia periventricular e para anormalidades congênitas na substância cinzenta/branca (Figura 5.21).

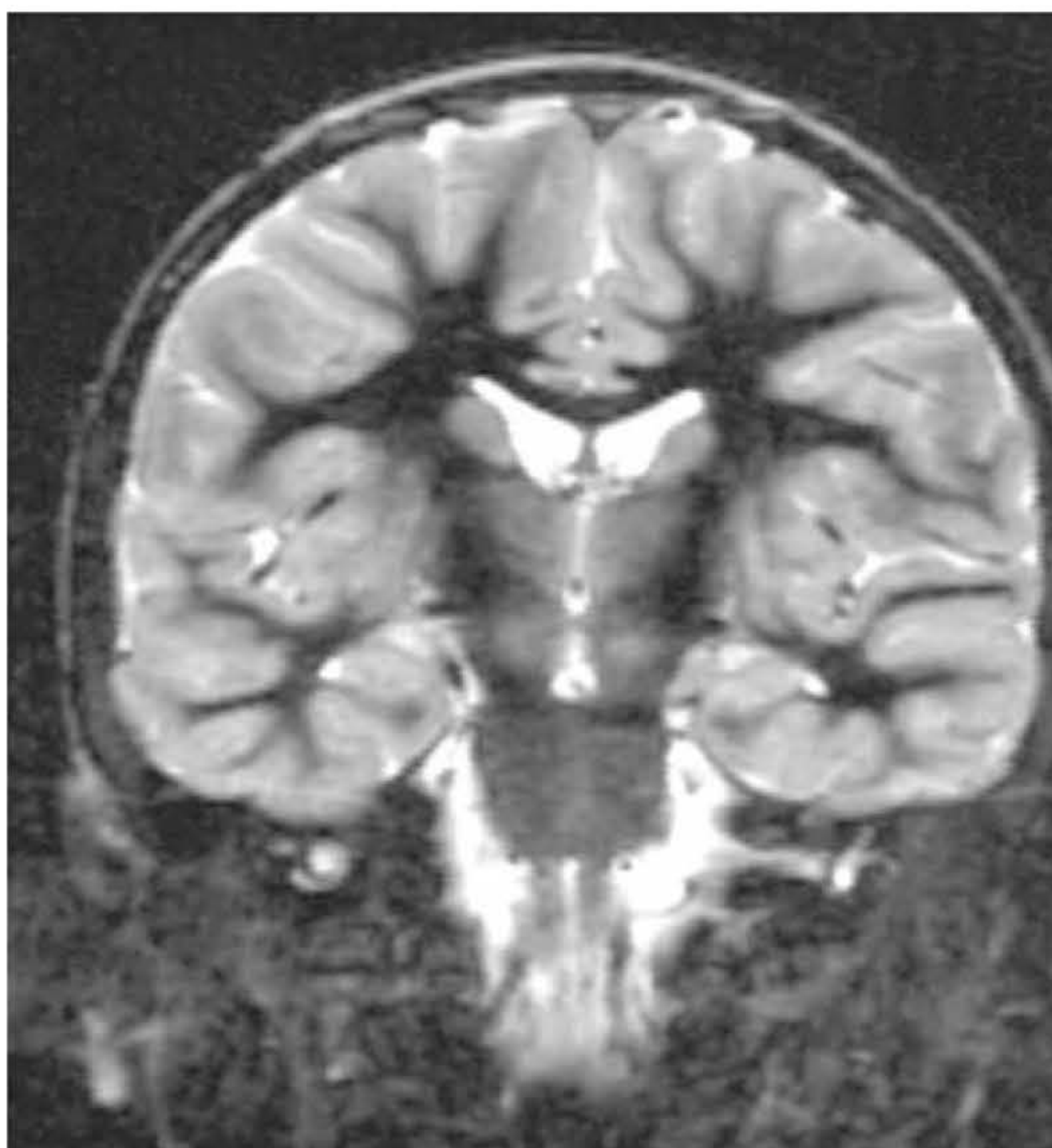
## Sequências IR prep

Existem outras duas modificações da sequência IR rápida que foram especialmente desenvolvidas para anular o sinal do sangue nas aquisições de imagens cardíacas (veja o Capítulo 8). A sequência IR dupla prep começa com dois pulsos de  $180^\circ$ . Um não é seletivo do corte e inverte todos os *spins* na aquisição de imagem por volume, e o outro seleciona o corte e reinverte os *spins* da fatia. Um TI correspondente ao ponto nulo do sangue (aproximadamente 800 ms) anula



**Figura 5.20** Imagem axial do cérebro na sequência FLAIR.





**Figura 5.21** Sequência IR coronal empregando um TI que anula a substância branca.

completamente o sinal do sangue na fatia, de modo que resulta em uma imagem com sangue escuro. Isso é útil na visualização da morfologia do coração e dos grandes vasos. Uma sequência IR tripla prep adiciona outro pulso de inversão no TI da gordura (aproximadamente 150 ms) para anular ao mesmo tempo o sinal do sangue e da gordura. Isso é útil para determinar a infiltração de gordura nas paredes cardíacas (veja a Figura 8.3).

### Parâmetros

- TI longo: 1.700 a 2.200 ms (para anular a dependência do LCR com relação à potência do campo)
- TE longo: + 70 ms (para realçar o sinal da patologia)
- TR longo: + 6.000 ms (para permitir a recuperação total)
- fator turbo longo: 16 a 20 (para realçar o sinal da patologia)
- tempo médio de escaneamento: 13 a 20 min.

## SEQUÊNCIAS DE PULSO GRADIENTE-ECO

### Gradiente-eco convencional

#### Mecanismo

Sequências de pulso gradiente-eco foram discutidas no Capítulo 2. Recapitulando, as sequências gradiente-eco usam ângulos de inclinação variados de maneira que o TR e, consequentemente, o tempo de escaneamento, possam ser reduzidos sem produzir saturação. A pondera-



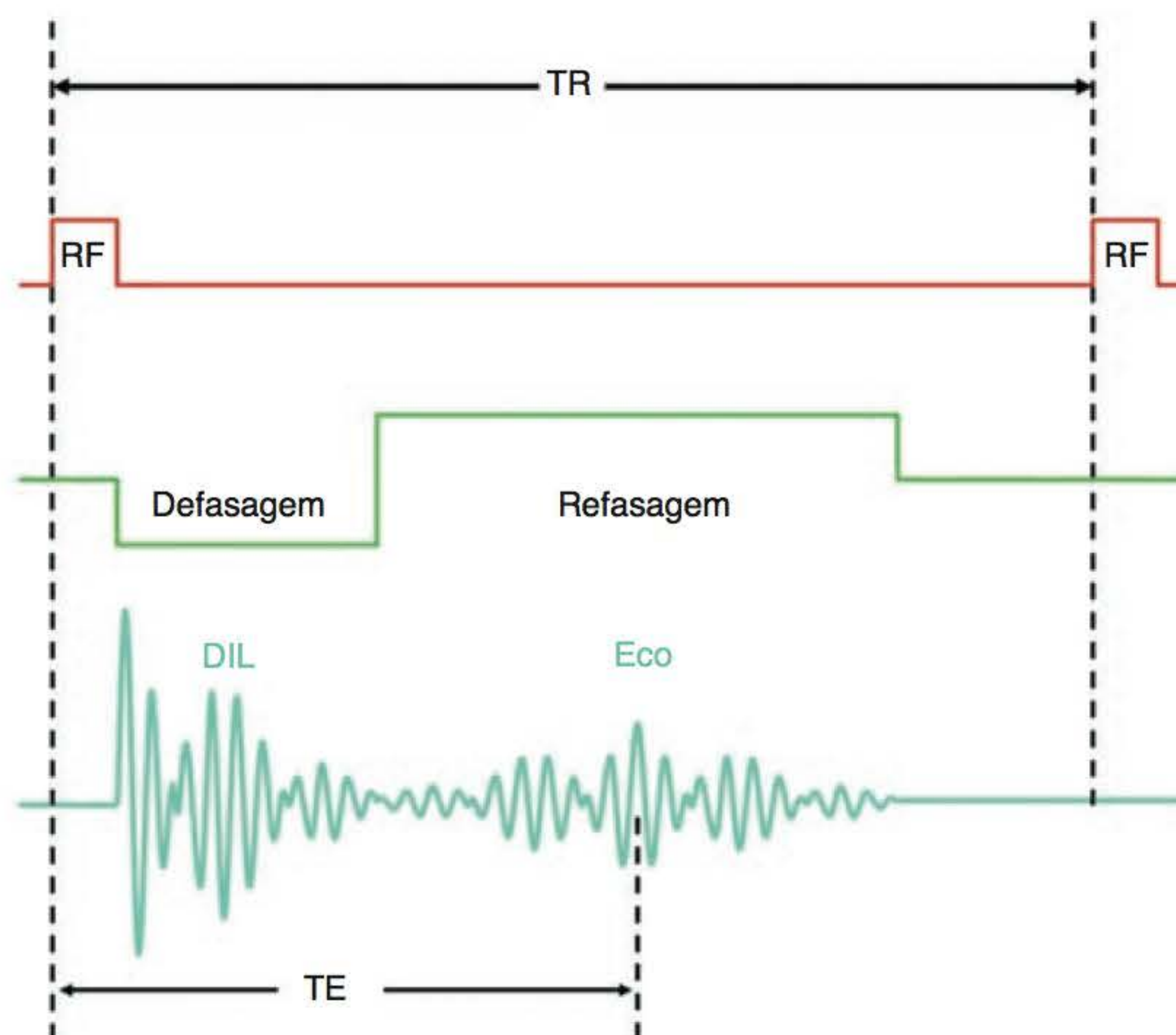
ção em  $T2^*$  e por densidade protônica, que normalmente são associadas a longos TR e tempos de escaneamento, podem ser adquiridas empregando-se TR curtos, pois a sequência se inicia com um ângulo de inclinação menor que  $90^\circ$ . Um gradiente de pulso de RF de refasagem diferente de  $180^\circ$  é usado para refasar o DIL. O gradiente de codificação de frequência é empregado para este propósito porque é mais rápido de aplicar do que o pulso de  $180^\circ$  e, assim, o TE mínimo pode ser reduzido. O gradiente de codificação de frequência é inicialmente aplicado negativamente para aumentar a defasagem do DIL, e então sua polaridade é invertida produzindo refasagem do gradiente-eco. Entretanto, o gradiente não consegue compensar as heterogeneidades do campo magnético, e assim o eco resultante apresenta muitas informações  $T2^*$  (Figura 5.22).

## Aplicações

As sequências de pulso gradiente-eco podem ser usadas para adquirir ponderação em  $T2^*$ ,  $T1$  e por densidade protônica. No entanto, sempre existirá certo grau de ponderação em  $T2^*$ , devido à ausência do pulso de refasagem de  $180^\circ$ . As sequências gradiente-eco permitem redução no tempo de escaneamento, uma vez que o TR é bastante reduzido. Podem ser empregadas na aquisição de imagens do abdome corte a corte ou por volume, com suspensão da respiração, e para realce dinâmico do contraste. Elas exibem grande sensibilidade a fluxo, uma vez que a refasagem do gradiente não é seletiva para o corte, e núcleos em fluxo sempre mostram sinal, na medida em que tenham sido previamente excitados (veja o Capítulo 6). Por causa disso, as sequências gradiente-eco podem ser empregadas na produção de imagens para angiografia.

## Estado estacionário e formação do eco

**Estado estacionário** é um termo empregado em diferentes contextos científicos. É definido como uma condição estável que não se altera com o tempo. Por exemplo, se uma caneca d'água é colocada sobre a chama do fogão, este gradualmente aquecerá a caneca e a água. Além disso, a energia térmica é perdida pela caneca e pela água por processos como condução, convecção e evaporação. Se a energia térmica proveniente da chama se igualar à energia térmica perdida por



**Figura 5.22** Sequência gradiente-eco básica mostrando como uma aplicação bipolar de gradiente de codificação de frequência produz um gradiente-eco.



## Parâmetros

O ângulo de inclinação, juntamente com o TR, determina o grau de saturação e, portanto, a ponderação em T1. Para prevenir a saturação (necessária para ponderação em T2\* e por densidade protônica), o ângulo de inclinação deve ser pequeno e o TR longo o suficiente para permitir total recuperação (contudo, se o ângulo de inclinação for pequeno, a recuperação total ocorre com um TR muito mais curto do que nas imagens *spin-eco*). Se a saturação for necessária e, por conseguinte, a ponderação em T1, o ângulo de inclinação deve ser grande e o TR curto, para que não possa haver recuperação completa. O TE controla a defasagem em T2\*. Para minimizar T2\*, o TE deve ser curto. Para maximizar, o TE deve ser longo (*veja* a analogia com o fogão no Capítulo 2 e as Figuras 2.36 e 2.37).



### Ponderação em T1

- ângulo de inclinação grande: 70 a 110° (para maximizar a saturação)
- TR curto: menos de 50 ms (para maximizar a saturação)
- TE curto: 1 a 5 ms (para minimizar T2\*)
- tempo médio de escaneamento: alguns segundos a minutos.

### Ponderação em T2\*

- ângulo de inclinação pequeno: 5 a 20° (para minimizar a saturação)
- TR longo: +200 ms (para minimizar a saturação)
- TE longo: 15 a 25 ms (para maximizar T2\*)
- tempo médio de escaneamento: alguns segundos a minutos.

### Ponderação por densidade protônica

- ângulo de inclinação pequeno: 5 a 20° (para minimizar a saturação)
- TR longo: +200 ms (para minimizar a saturação)
- TE curto: 5 a 10 ms (para maximizar T2\*)
- tempo médio de escaneamento: alguns segundos a minutos.

Nas sequências gradiente-eco convencionais, nem sempre o TR afeta o contraste da imagem. Uma vez que determinado valor de TR tenha sido ultrapassado, o VME sofre recuperação total, independentemente do ângulo de inclinação selecionado. Nessas circunstâncias, o ângulo de inclinação e o TE controlam o grau de saturação e de defasagem, respectivamente.

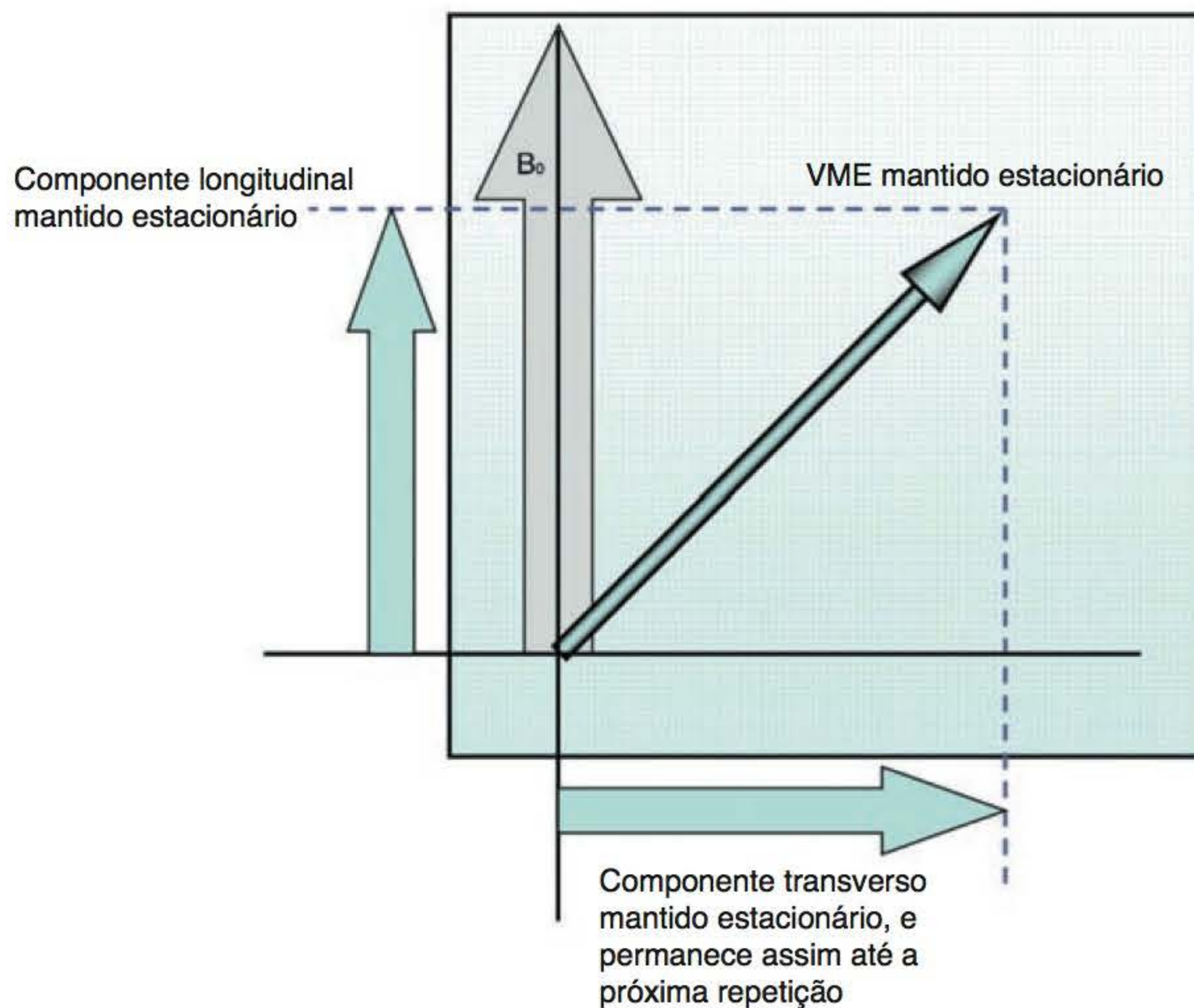
condução, convecção e evaporação, a temperatura da caneca e da água permanecerá constante e estável. Esse é um exemplo de estado estacionário porque a energia que entra no sistema é igual à energia que sai.

Em RM, é fornecida energia ao hidrogênio durante o processo de excitação, e como descrito pela teoria clássica, a energia aplicada é determinada pelo ângulo de inclinação. A energia é perdida pelo hidrogênio por meio da transferência de energia pelo processo de rotação-quadratura e a energia que é perdida é determinada pelo TR. Portanto, ao selecionar uma combinação específica de valores de TR e ângulo de inclinação, podemos inferir que a energia total do hidrogênio permanece constante, uma vez que a energia fornecida, determinada pelo ângulo de inclinação, é igual à energia perdida, determinada pelo TR. Por conseguinte, existem valores críticos para ângulo de inclinação e TR para que o sistema seja mantido em estado estacionário (Figura 5.23).

Como o pulso de RF é de baixa frequência e, portanto, de baixa energia, para a maioria dos valores de ângulo de inclinação, são necessários TR muito curtos para alcançar o estado estacionário. Na verdade, os TR necessários são mais curtos que os tempos de relaxamento T1 e T2 dos tecidos. Portanto, não existe tempo para o decaimento da magnetização transversa antes da repetição da sequência de pulso. Geralmente, ângulos de inclinação entre 30° e 45°, juntamente com um TR inferior a 50 ms, conseguem alcançar o estado estacionário.

No estado estacionário, coexistem a magnetização longitudinal e transversa. Particularmente, o componente transversal de magnetização não tem tempo de decair durante a sequência de





**Figura 5.23** Estado estacionário.

pulso e se acumula em sucessivos TR. Esta magnetização transversa é produzida como resultado das excitações anteriores, mas permanece em vários intervalos TR no plano transversal. Isso é denominado **magnetização transversa residual** e influencia o contraste da imagem, na medida em que induz uma voltagem na bobina de recepção. Afeta o contraste da imagem, pois ocorre em tecidos com tempos T2 longos (como a água), aparecendo mais brilhante na imagem. Falando genericamente, como o TR é tão curto, a magnetização nos tecidos não tem tempo de alcançar seus tempos T1 e T2 antes da aplicação do pulso de excitação seguinte. Portanto, o contraste da imagem no estado estacionário não se deve a diferenças entre os tempos T1 e T2 dos tecidos, mas à razão entre T1 e T2; isto é, nos tecidos em que os tempos T1 e T2 são similares, a intensidade do sinal é alta.

No corpo humano, isso ocorre parcialmente entre a gordura e a água (gordura, tempos T1 e T2 muito curtos; água, tempos T1 e T2 muito longos) e, portanto, retornam um sinal de intensidade muito alta nas sequências no estado estacionário (Tabela 5.1). Outros tecidos, como músculos, por exemplo, retornam um sinal de intensidade mais baixa porque não têm tempos de decaimento T1 e T2 similares. A maioria das sequências gradiente-eco usa o estado estacionário, pois é alcançado o TR e o tempo de escaneamento mais curto possível. As sequências gradiente-eco são classificadas de acordo com a magnetização transversa, se em fase (coerente) ou fora de fase (incoerente).

**Tabela 5.1** Tempos de relaxamento T1 e T2 e intensidade de sinal de tecidos cerebrais em estado estacionário.

Tecido	Tempo T1 (ms)	Tempo T2 (ms)	T1/T2	Intensidade do sinal
Água	2.500	2.500	1	↑
Gordura	200	100	0,5	↑
Líquido cefalorraquidiano	2.000	300	0,15	↓
Substância branca	500	100	0,2	↓



## Saiba mais: formação do eco

O estado estacionário envolve a aplicação repetitiva de pulsos de RF em intervalos de tempo menores do que os tempos  $T_2$  e  $T_1$  de todos os tecidos. Existe, portanto, um acúmulo de magnetização transversa residual e no estado estacionário, isso é refasado por pulsos de RF para produzir um *spin-eco*.

Isso acontece porque cada pulso de RF (independentemente de sua amplitude como determinado pelo ângulo de inclinação) contém energia suficiente para refasar a magnetização transversa (eles também contêm energia que causa ressonância, mas isso não é relevante para esta explicação). Essas energias causam a refasagem da magnetização transversa residual deixada pelos pulsos de RF de excitação anteriores para formação de um *spin-eco*. Isso ocorre exatamente ao mesmo tempo que o pulso de RF seguinte porque a magnetização transversa residual leva o mesmo tempo para refasar que levou para primeiramente defasar. Portanto, quando se utiliza o estado estacionário, o TR equivale ao tau do *spin-eco*.

Observe as Figuras 5.24 e 5.25 que o trem de pulsos de RF gera dois sinais:

- um *DIL*, que ocorre como resultado da retirada do pulso de RF anterior e, uma vez refasado, contém informação de  $T_2^*$  ou  $T_1$ , dependendo do TE selecionado
- um *eco estimulado* cujo pico ocorre simultaneamente com o pulso de RF e contém informação de  $T_2^*$  ou  $T_1$ .

O primeiro pulso de RF (pulso de RF 1, mostrado em vermelho) produz um DIL (também mostrado em vermelho). O segundo pulso de RF (pulso de RF 2, mostrado em laranja) também produz um DIL (também mostrado em laranja). No entanto, como o TR entre os pulsos RF 1 e RF 2 é mais curto do que os tempos de relaxamento dos tecidos, a magnetização transversa ainda existe quando o pulso de RF 2 é aplicado. O pulso de RF 2 produz um DIL e provoca refasagem da magnetização transversa residual ainda presente, causada pelo primeiro pulso de RF. Um *spin* ou eco estimulado é, então, produzido. Isso ocorre ao mesmo tempo que é aplicado o terceiro pulso de RF (pulso de RF 3, mostrado em azul), porque o tempo para refasar essa magnetização transversa é o mesmo tempo que levou para defasar. Portanto, no pulso de RF 3 existem dois sinais: um DIL (mostrado em azul) produzido como resultado das propriedades de excitação do pulso de RF 3, e um *spin-eco* (mostrado em vermelho) que foi produzido pelo pulso de RF 1 e refasado pelo pulso de RF 2.

Quaisquer dois pulsos de RF produzem um *spin-eco*. O primeiro pulso de RF excita os núcleos independentemente de sua amplitude; o segundo pulso de RF produz refasagem do DIL e de qualquer magnetização transversa residual, para produzir o *spin-eco* (Figuras 5.24 e 5.25). Esses ecos são chamados **ecos de Hahn** ou **ecos estimulados** dependendo da amplitude dos pulsos de RF envolvidos. Quaisquer dois pulsos de RF de  $90^\circ$  produzem um eco Hahn (em homenagem a Erwin Hahn que os descobriu). Quaisquer dois pulsos de RF de amplitude variável, isto é, com ângulos de inclinação diferentes de  $90^\circ$ , são chamados ecos estimulados. Este tipo de eco é usado em sequências gradiente-eco no estado estacionário. A maioria das sequências gradiente-eco contém informações provenientes de DIL e de ecos estimulados. Seu contraste depende de qual dos dois é digitalizado e usado na imagem resultante. Na prática, a produção de eco é tão rápida que os vestígios dos sinais DIL se misturam com os ecos estimulados, resultando em um sinal contínuo de amplitude variável. No entanto, no interesse de simplificar as explicações, os diagramas deste capítulo apresentam-nos separadamente.

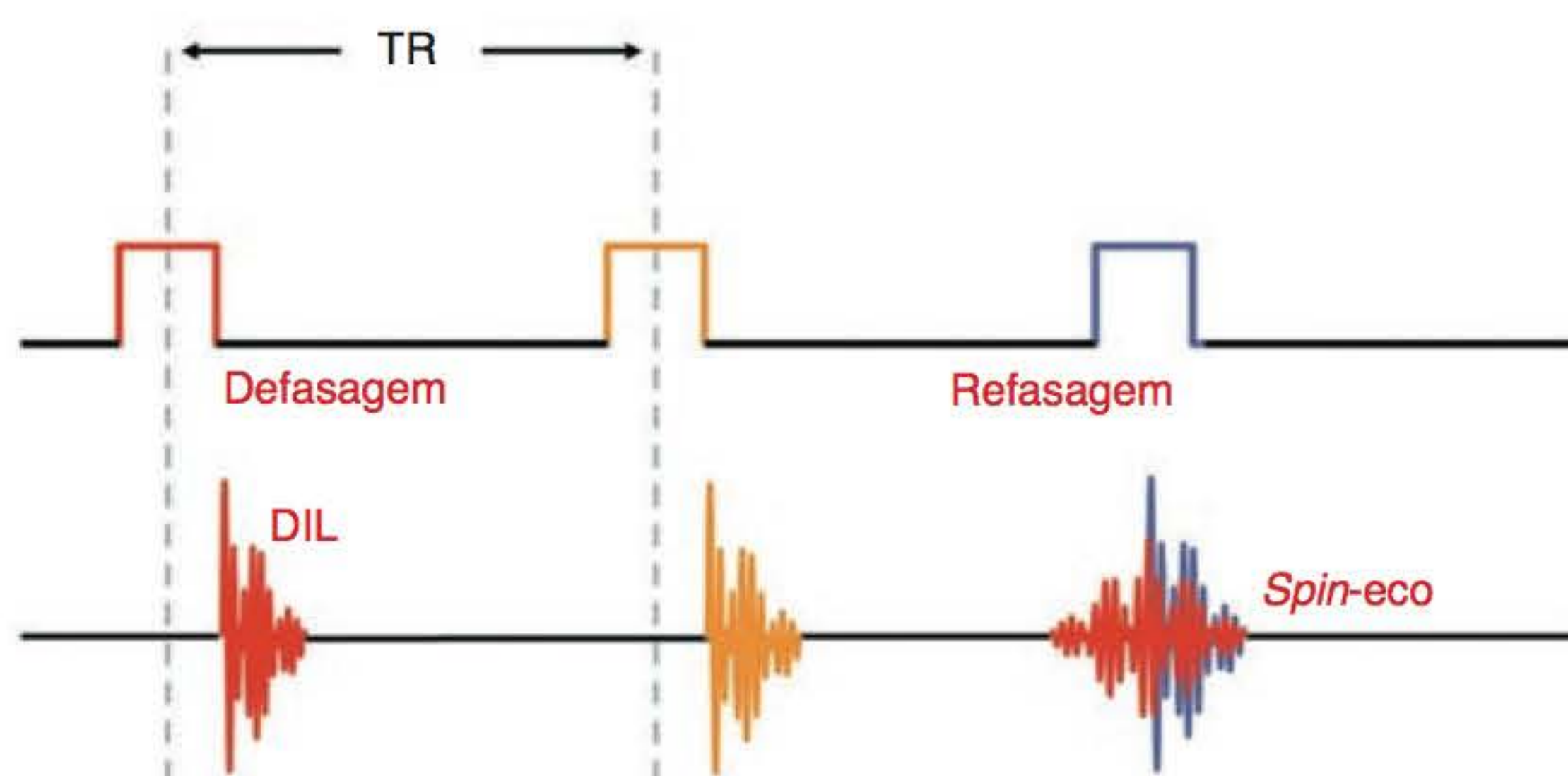


Figura 5.24 Formação do eco no estado estacionário I.



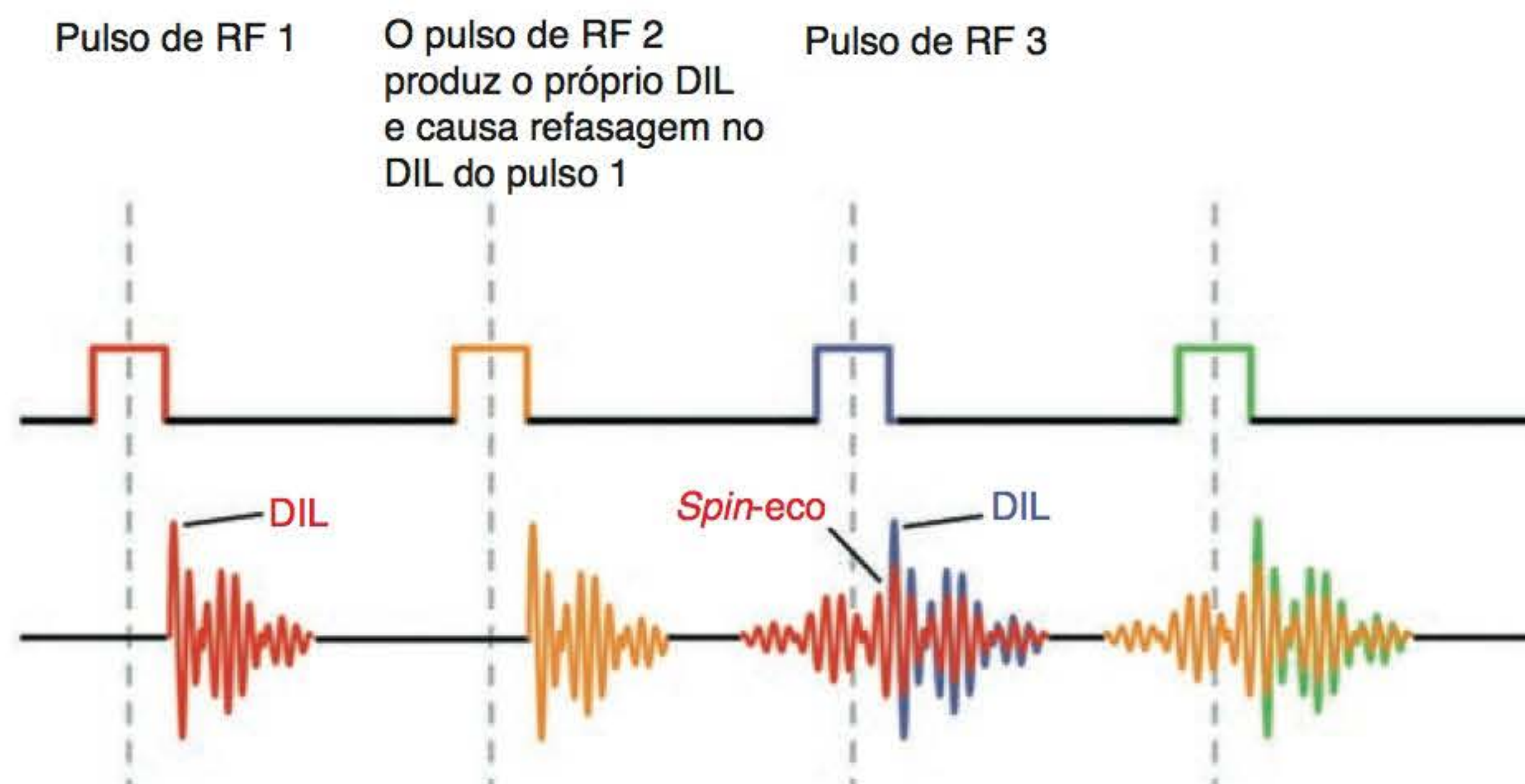


Figura 5.25 Formação do eco no estado estacionário II.

## Resumo

- O estado estacionário é criado quando o TR é mais curto que os tempos de relaxamento dos tecidos, e a quantidade de energia que entra no sistema, como determinada pelo ângulo de inclinação, é igual à quantidade que sai durante o intervalo TR
- A magnetização residual, portanto, se acumula no plano transversal
- A magnetização transversa residual é refasada pelos pulsos de RF subsequentes para produzir ecos estimulados
- O contraste resultante na imagem depende da razão entre T1 e T2 de um tecido em particular e se foram amostrados os DIL e/ou os ecos estimulados.

## Gradiente-eco coerente

### Mecanismo

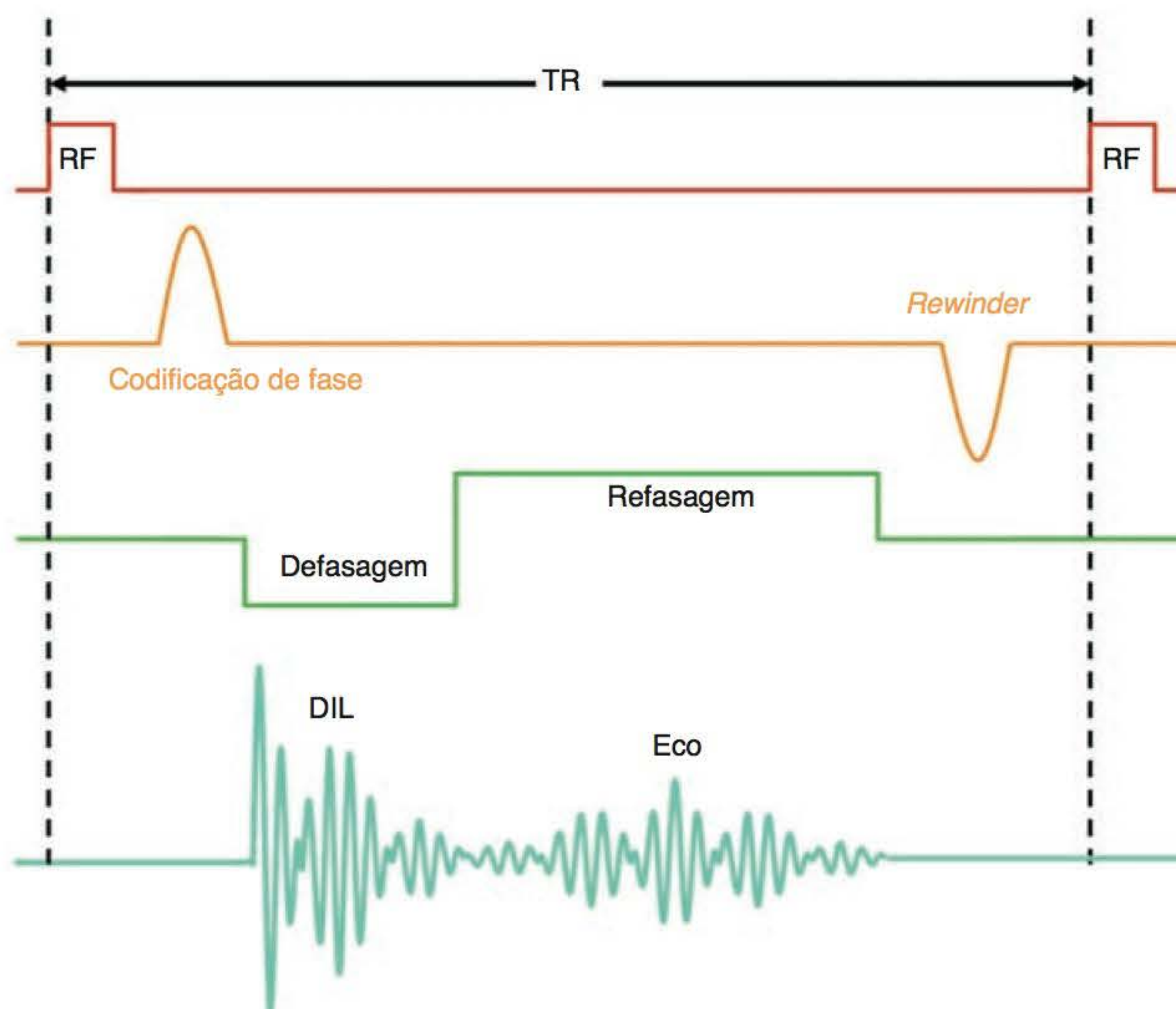
Sequências de pulso gradiente-eco coerente utilizam um ângulo de inclinação com pulso de excitação variável seguido por um gradiente de refasagem para produzir um gradiente-eco. O estado estacionário é mantido selecionando-se um TR mais curto do que os tempos T1 e T2 dos tecidos. Portanto, existe uma magnetização transversa residual quando o pulso de excitação subsequente é aplicado. Essas sequências mantêm esta magnetização residual coerente por meio de um processo denominado *rewinding*. O *rewinding* é alcançado pela inversão da inclinação do gradiente de codificação de fase após o *readout* (Figura 5.26). Isso resulta na refasagem da magnetização residual, de modo que ela esteja em fase no início da repetição seguinte.

O gradiente *rewinder* produz a refasagem de toda a magnetização transversa, independentemente de quando foi criada. Dessa forma, o eco resultante contém informação tanto do DIL como do eco estimulado. Essas sequências podem, portanto, ser empregadas para conseguir imagens ponderadas em T1 ou T2\*, embora tradicionalmente sejam usadas em conjunto com um TE longo para produzir ponderação em T2\*.

### Aplicações

Sequências de pulso gradiente-eco coerente geralmente produzem imagens rápidas que são ponderadas em T2\* (Figuras 5.27 e 5.28). Como a água é brilhante, muitas vezes oferecem um efeito angiográfico, mielográfico ou artrográfico. Podem ser empregados para verificar a patência de um vaso ou para determinar a existência de fluidos em determinada região. Podem ser feitas aquisições corte a corte ou por volume em 3D. Como o TR é curto, os cortes podem ser adquiridos em uma única suspensão da respiração.





**Figura 5.26** Sequência gradiente-eco coerente.



**Figura 5.27** Imagem axial do abdome, com respiração suspensa, na sequência gradiente-eco, mostrando a patência vascular da aorta e da veia cava inferior.

## Parâmetros

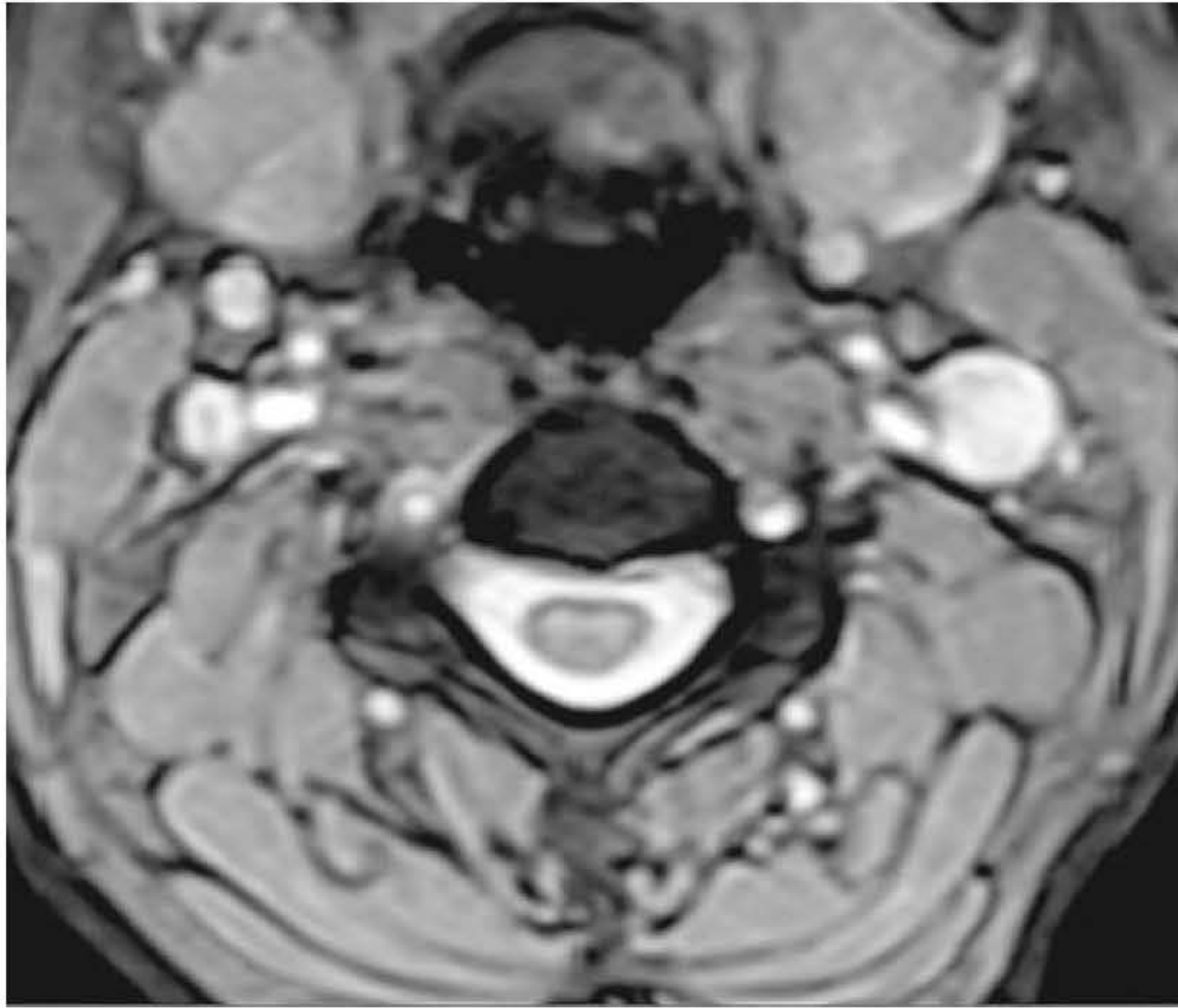
Para manter o estado estacionário:

- ângulo de inclinação: 30° a 45°
- TR: 20 a 50 ms.

Para maximizar T2\*:

- TE longo: 15 a 25 ms
- use refasagem do momento gradiente para acentuar T2\* e reduzir o artefato de fluxo (veja o Capítulo 6)
- tempo médio de escaneamento: segundos para um único corte; minutos para volumes.





**Figura 5.28** Imagem axial da coluna cervical em sequência gradiente-eco coerente. Observe o alto sinal nas artérias carótidas e veias jugulares.

## Vantagens e desvantagens do gradiente-eco coerente

### Vantagens

- escaneamentos muito rápidos, possibilidade de suspensão da respiração
- muito sensíveis a fluxo, bons para angiografia
- podem ser feitas aquisições por volume.

### Desvantagens

- SNR reduzida em aquisições 2D
- aumenta a suscetibilidade magnética (veja o Capítulo 7)
- alto ruído de gradiente.

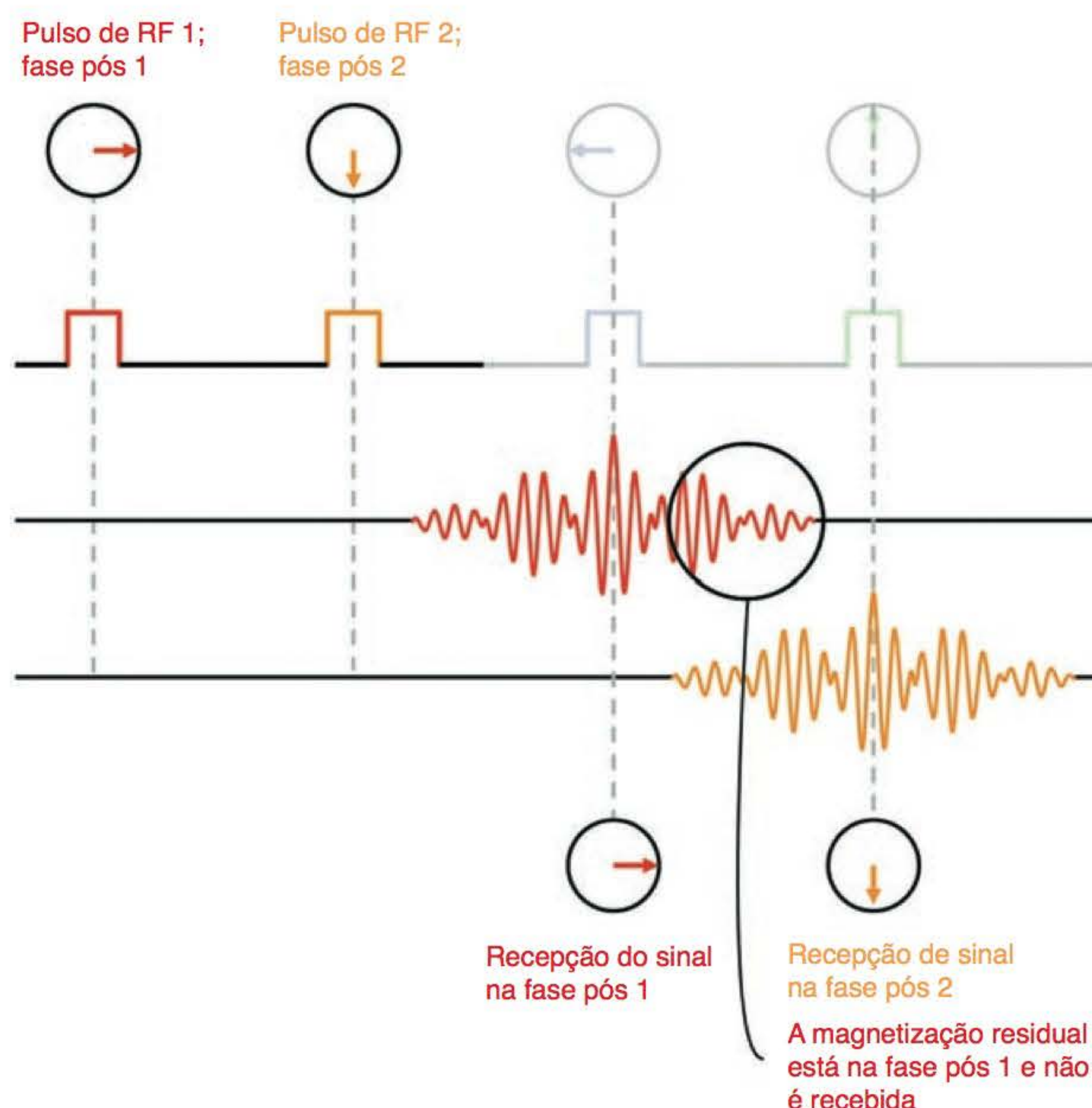
## Gradiente-eco incoerente (spoiled)

### Mecanismo

Sequências de pulso gradiente-eco incoerente começam com um ângulo de inclinação com pulso de excitação variável e usam um gradiente de refasagem para produzir um gradiente-eco. O estado estacionário é mantido de modo que existe magnetização transversa residual das repetições anteriores. Estas sequências defasam ou produzem incoerência (*spoil*) na magnetização de modo que seu efeito sobre o contraste da imagem é mínimo. Apenas a magnetização transversa da excitação anterior é utilizada, permitindo que o contraste em T1 seja dominante. Existem duas maneiras de conseguir o *spoiling*, que serão descritas a seguir.

**RF spoiling.** Nesta sequência, o pulso de RF é transmitido em uma frequência específica para produzir excitação em um corte em uma fase específica. A bobina de recepção comunica-se digitalmente com a bobina de transmissão, e apenas as frequências provenientes de ecos que acabaram de ser criadas pelo pulso de excitação são digitalizadas. Empregando a analogia com o relógio do Capítulo 1, desconsidere a rotação precessional da magnetização transversa, apenas para que a explicação seja mais clara, e observe a Figura 5.29. O primeiro pulso de excitação RF





**Figura 5.29** RF *spoiling* na sequência gradiente-eco incoerente.



aplicado a um corte em particular tem a fase em 3 h. Isso significa que a magnetização transversa resultante é criada às 3 h no plano transversal. Os *spins* sofrem defasagem e são refasados por um gradiente para produzir um gradiente-eco. A bobina de recepção, situada no plano transversal, faz a amostragem das frequências dentro do eco, e a informação coletada é enviada ao espaço K para produzir a imagem resultante.

Após um curto intervalo TR, o processo é repetido, porém desta vez o pulso de excitação RF cria magnetização transversal em uma fase diferente, como, por exemplo, 6 h. Os *spins* defasam e são refasados pelo gradiente para produzir um segundo gradiente-eco. A bobina de recepção faz a amostragem das frequências dentro do eco e a informação coletada é enviada ao espaço K para produzir a imagem resultante. No entanto, como o TR foi muito curto, a magnetização criada às 3 h ainda existe e não teve tempo de decair. Esta é a magnetização transversal residual, mas como tem uma fase diferente da magnetização transversal recém-criada, ela não é amostrada e, desse modo, não interfere no contraste da imagem. Isso é o RF *spoiling*, que só permite que a magnetização criada mais recentemente afete o contraste.

**Gradient *spoiling*.** Os gradientes podem ser empregados para causar defasagem e refasagem na magnetização residual. O *gradient spoiling* é o contrário do *rewinding*. No *gradient spoiling*, o corte selecionado, a codificação de fase e os gradientes decodificação de frequência podem ser empregados para defasar a magnetização residual, de modo que esteja incoerente no início da repetição seguinte. Desse modo, os efeitos de  $T2^*$  ou  $T2$  são reduzidos. Genericamente, as aplicações e os parâmetros envolvidos nestas sequências são similares aos do RF *spoiling*. Entretanto, a maioria dos fabricantes usa RF *spoiling* em sequências gradiente-eco incoerentes.



## Aplicações

Como o eco estimulado que contém principalmente informação em  $T2^*$  e  $T2$  está incoerente (*spoiled*), as sequências de pulso de RF *spoiled* produzem imagens ponderadas em  $T1$  ou por densidade protônica, embora líquidos possam ter um sinal muito mais alto devido à refasagem do gradiente (Figura 5.30). Podem ser empregadas para aquisições 2D e volumétricas, e, como TR é curto, aquisições 2D podem ser usadas para adquirir imagens ponderadas em  $T1$  com suspensão da respiração. As sequências RF *spoiled* mostram bem em  $T1$  tanto a anatomia quanto a patologia após injeção de gadolínio.

### Parâmetros

Para manter o estado estacionário:

- ângulo de inclinação:  $30^\circ$  a  $45^\circ$
- TR: 20 a 50 ms.

Para maximizar  $T1$ :

- TE curto: 5 a 10 ms
- tempo médio de escaneamento: segundos para um único corte; minutos para volumes.

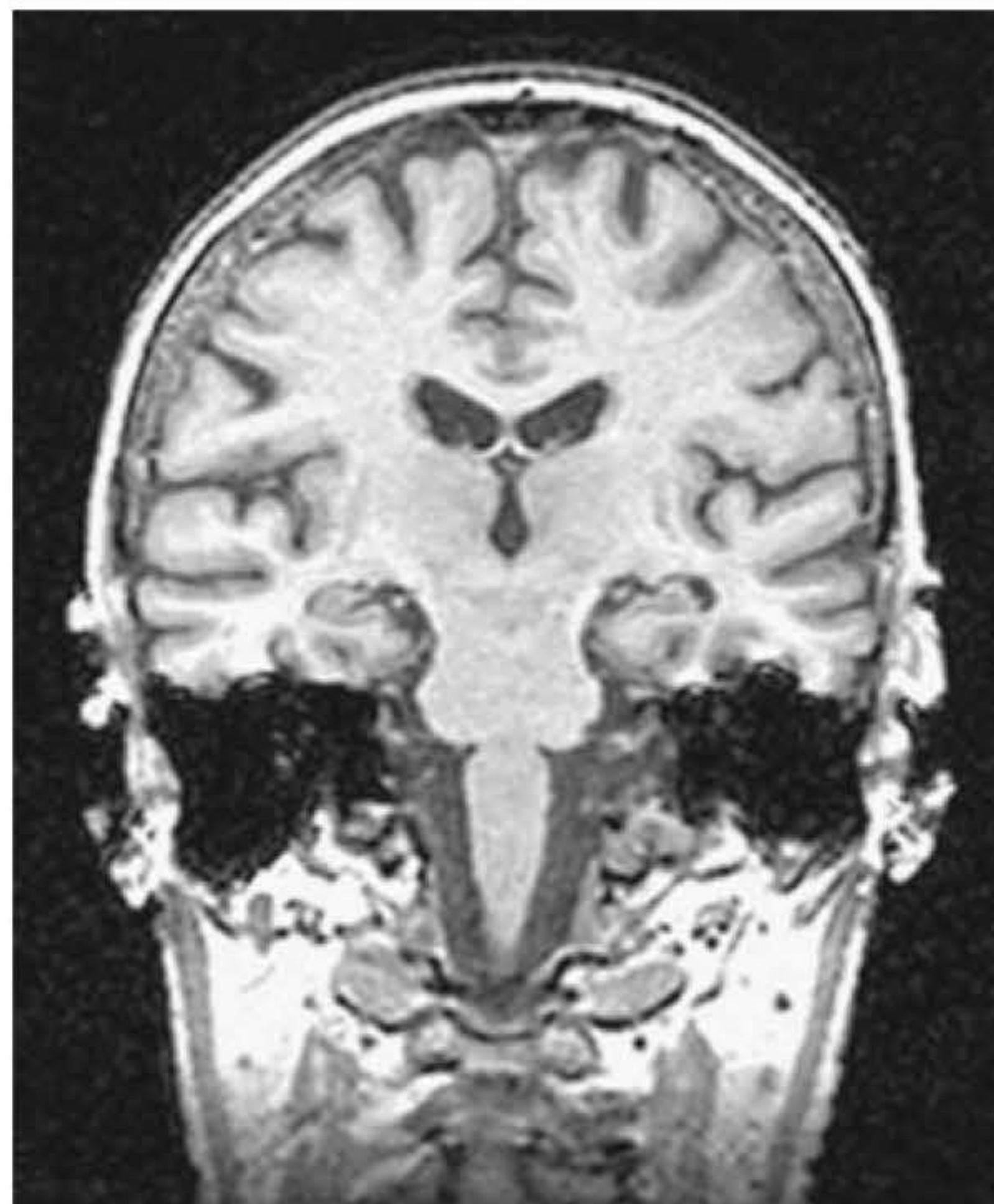
### Vantagens e desvantagens do gradiente-eco incoerente

#### Vantagens

- podem ser adquiridas em volume ou em 2D
- possibilidade de suspensão da respiração
- SNR boa e detalhes anatômicos em volume
- pode ser usada após injeção de contraste com gadolínio.

#### Desvantagens

- SNR ruim em 2D
- alto ruído de gradiente.



**Figura 5.30** Imagem coronal do cérebro em sequência gradiente-eco incoerente. Essa imagem foi adquirida como parte de uma aquisição de volume que permitiu alta resolução com ponderação em  $T1$ .



## Precessão livre no estado estacionário (steady state free precession – SSFP)

### Mecanismo

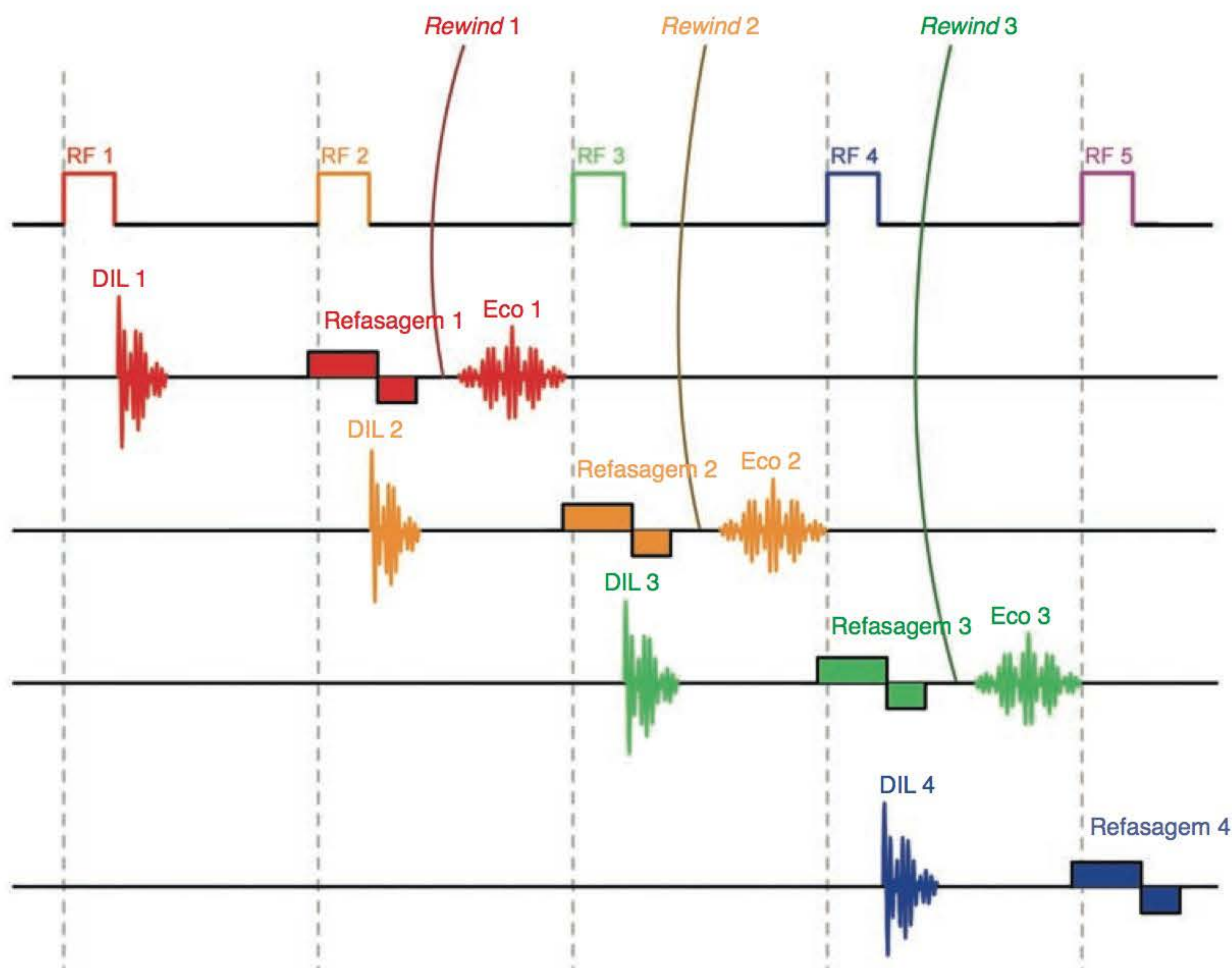
146

Nas sequências gradiente-eco, o TE não é longo o suficiente para medir o tempo T2 dos tecidos, já que é necessário um TE de menos 70 ms para conseguir isso. Além do mais, a refasagem do gradiente é tão pouco eficiente que qualquer eco é dominado pelos efeitos de T2\* e, sendo assim, não é possível alcançar a ponderação em T2 verdadeiro. A sequência SSFP consegue superar esse problema de obter imagens com TE suficientemente longo e menos T2\* melhor do que outras sequências em estado estacionário. A seguir será explicado como isso é feito.

Como descrito anteriormente, cada pulso de RF, independentemente de sua magnitude, contém energia com magnitude suficiente para refasar *spins* e produzir um eco estimulado. Entretanto, em SSFP precisamos digitalizar frequências somente do eco estimulado, e não aquelas provenientes do DIL. Para conseguir isso, o eco estimulado deve ser reposicionado para que não ocorra ao mesmo tempo que o pulso de excitação subsequente. Isso se consegue pela aplicação de um gradiente *rewinder*, que acelera a refasagem de modo que o eco estimulado possa ocorrer mais cedo (Figura 5.31).

O eco resultante apresenta maior ponderação em T2 verdadeiro do que as sequências gradiente-eco convencionais. Isso ocorre porque:

- agora o TE é mais longo que o TR. Em SSFP, geralmente existem dois TE
- o TE real é o tempo entre o eco e o pulso de excitação seguinte
- o TE efetivo é o tempo desde o eco até o pulso de excitação que criou seu DIL.



**Figura 5.31** Sequência SSFP. Observe como um gradiente *rewinder* reposiciona cada *spin*-eco, de maneira a não mais ocorrer ao mesmo tempo que o pulso de excitação, mas pouco antes dele. Ele pode, portanto, ser amostrado por si mesmo e os efeitos sobre DIL são eliminados.



Portanto:

$$TE \text{ efetivo} = (2 \times TR) - TE.$$

Se TR é de 50 ms e TE é de 10 ms, então:

$$TE \text{ efetivo} = (2 \times 50) - 10 = 90 \text{ ms}.$$

Isso significa que os *spins* dentro do eco tiveram 90 ms para defasar entre seu pulso de excitação e a regeneração do eco. O resultado é ponderação em T2.

A refasagem foi iniciada por um pulso de RF, e não por um gradiente, de modo que há mais informações em T2. O gradiente *rewinder* simplesmente reposiciona o eco estimulado para um tempo onde possa ser recebido.

147

## Aplicações

As sequências SSFP eram utilizadas para a aquisição de imagens que mostrassem ponderação em T2 verdadeira (Figura 5.32). Eram especialmente úteis para imagens do cérebro e das articulações, tanto em aquisições 2D como nas volumétricas em 3D.

Atualmente, a sequência FSE substituiu amplamente essa sequência, na medida em que produz melhor ponderação em T2 em tempos de escaneamento curtos. No entanto, o processo de deslocamento do eco estimulado é empregado em sequências em que é necessária a rápida aquisição de dados e TE longo. Um exemplo disso é a imagem de perfusão (veja o Capítulo 12).



**Figura 5.32** Imagem axial do cérebro em sequência SSFP.



## Saiba mais: T2\* *versus* T2 verdadeiro

É importante entender a diferença entre os termos T2 verdadeiro e T2\*. Isso é mais bem demonstrado na aquisição de imagens da coluna cervical. Se a patologia suspeitada for uma hérnia de disco, então é apropriado usar uma sequência gradiente-eco T2\* como gradiente-eco coerente. O disco vertebral será mostrado como um volume com baixa intensidade de sinal que se projeta para um saco tecal preenchido com LCR com sinal de alta intensidade e produzirá uma alteração na morfologia (Figura 5.33). Se, no entanto, for uma patologia mais sutil, por exemplo uma pequena placa de esclerose múltipla na medula espinal, será preciso usar a sequência ponderada em T2 verdadeiro na qual a visão do contraste depende das diferenças entre os tempos T2 da patologia e do tecido medular circundante (Figura 5.34). Nessa circunstância é melhor usar um tipo de sequência *spin*-eco como CSE, FSE ou SSFP que emprega TE longo o suficiente para medir os tempos de decaimento T2 dos tecidos.

## Parâmetros

Para manter o estado estacionário:

- ângulo de inclinação: 30° a 45°
- TR: 20 a 50 ms.

O TE real afeta o TE efetivo. Quanto mais longo for o TE real, menor será o TE efetivo. O TE real deve, portanto, ser tão curto quanto possível.

- Tempo médio de escaneamento – segundos para aquisições corte a corte até alguns minutos para volumes. Alguns fabricantes sugerem a diminuição do TE efetivo para reduzir a suscetibilidade magnética e aumentar o ângulo de inclinação para criar maior magnetização transversa, que resulta em uma SNR mais alta.



**Figura 5.33** Imagem sagital da medula cervical em sequência gradiente-eco coerente ponderada em T2\*. Os discos prolapsados são bem visualizados endentando o saco dural.





**Figura 5.34** Imagem sagital da coluna cervical em sequência FSE ponderada em T2, mostrando placas de esclerose múltipla na medula espinal. É possível que isso tivesse passado despercebido em uma sequência ponderada em T2\*, na qual TE não é longo o suficiente para medir os tempos de decaimento em T2 da patologia e da medula adjacente.

## Vantagens e desvantagens da precessão livre no estado estacionário

### Vantagens

- pode ser adquirido em um volume e em 2D
- consegue uma ponderação T2 verdadeira, mais do que em GE convencional.

### Desvantagens

- suscetível a artefatos
- a qualidade da imagem pode não ser boa
- alto ruído de gradiente.

## Saiba mais: diferenciação entre as sequências mais comuns no estado estacionário

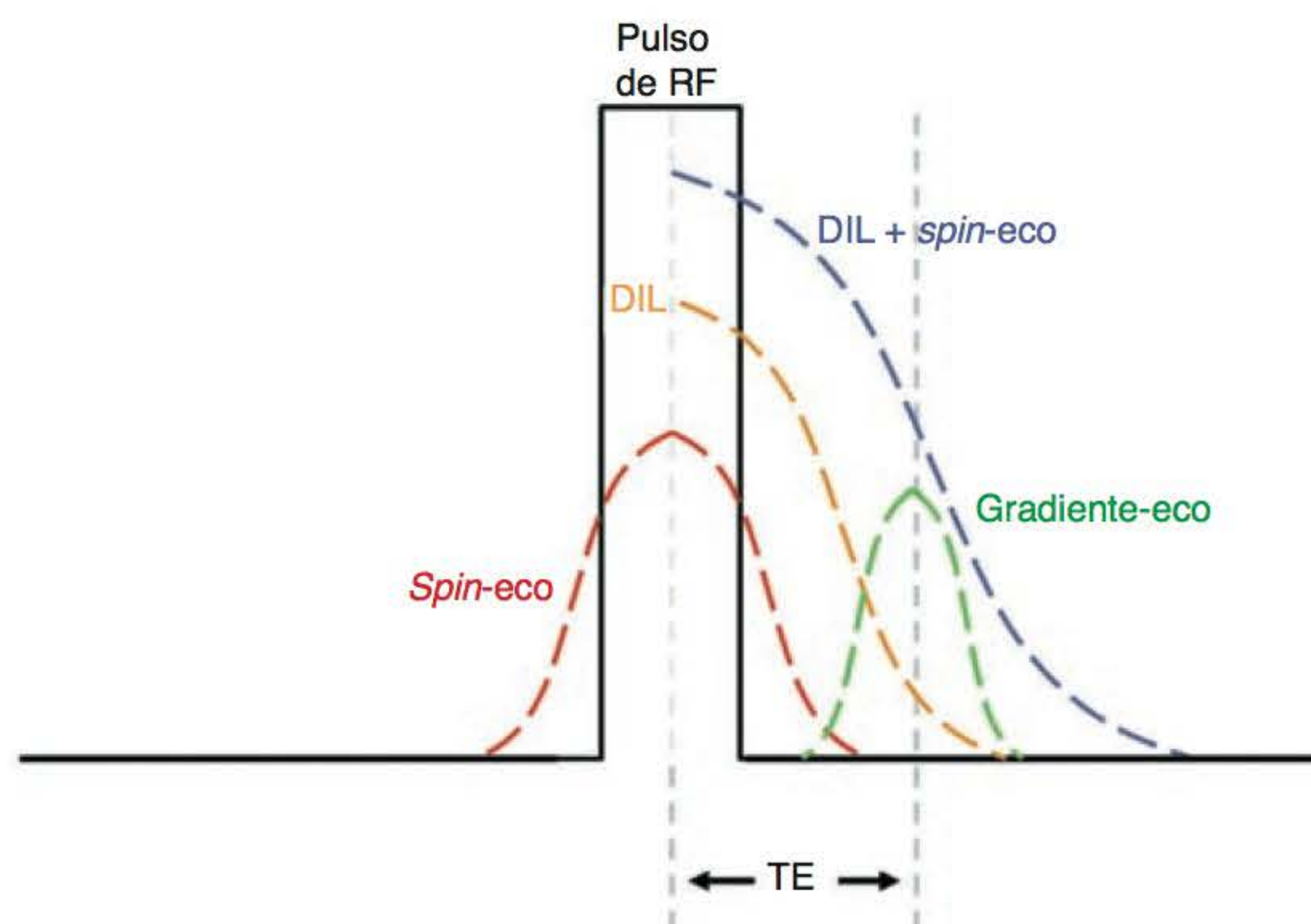
Como explicado anteriormente, o estado estacionário produz dois sinais:

- um *DIL* produzido a partir da magnetização transversa que acabou de ser criada
- um *eco estimulado* produzido a partir do componente residual de magnetização transversa.

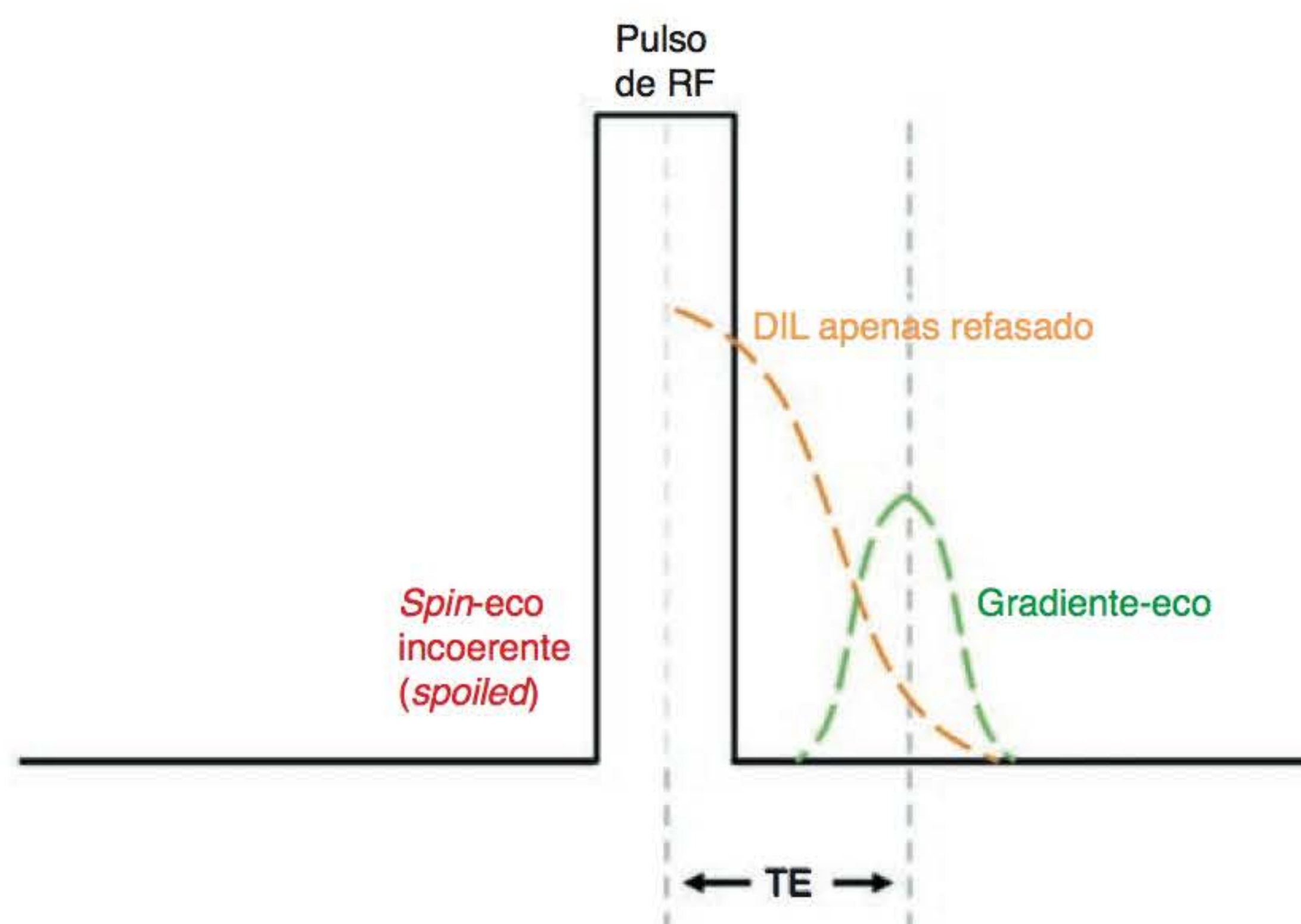
Sequências de pulso gradiente-eco coerente, gradiente-eco incoerente e SSFP podem ser distinguidas de acordo com o emprego de um ou ambos os sinais.

- Gradiente-eco coerente faz amostragem tanto do DIL quanto do eco estimulado para produção de imagens ponderadas em T1 ou em T2\*, dependendo do TE utilizado (Figura 5.35)
- Sequências de pulso incoerente fazem apenas amostragem do DIL para produzir principalmente imagens ponderadas em T1 (Figura 5.36)
- SSFP faz amostragem apenas do eco estimulado para produção de imagens com maior ponderação em T2 (Figura 5.37).

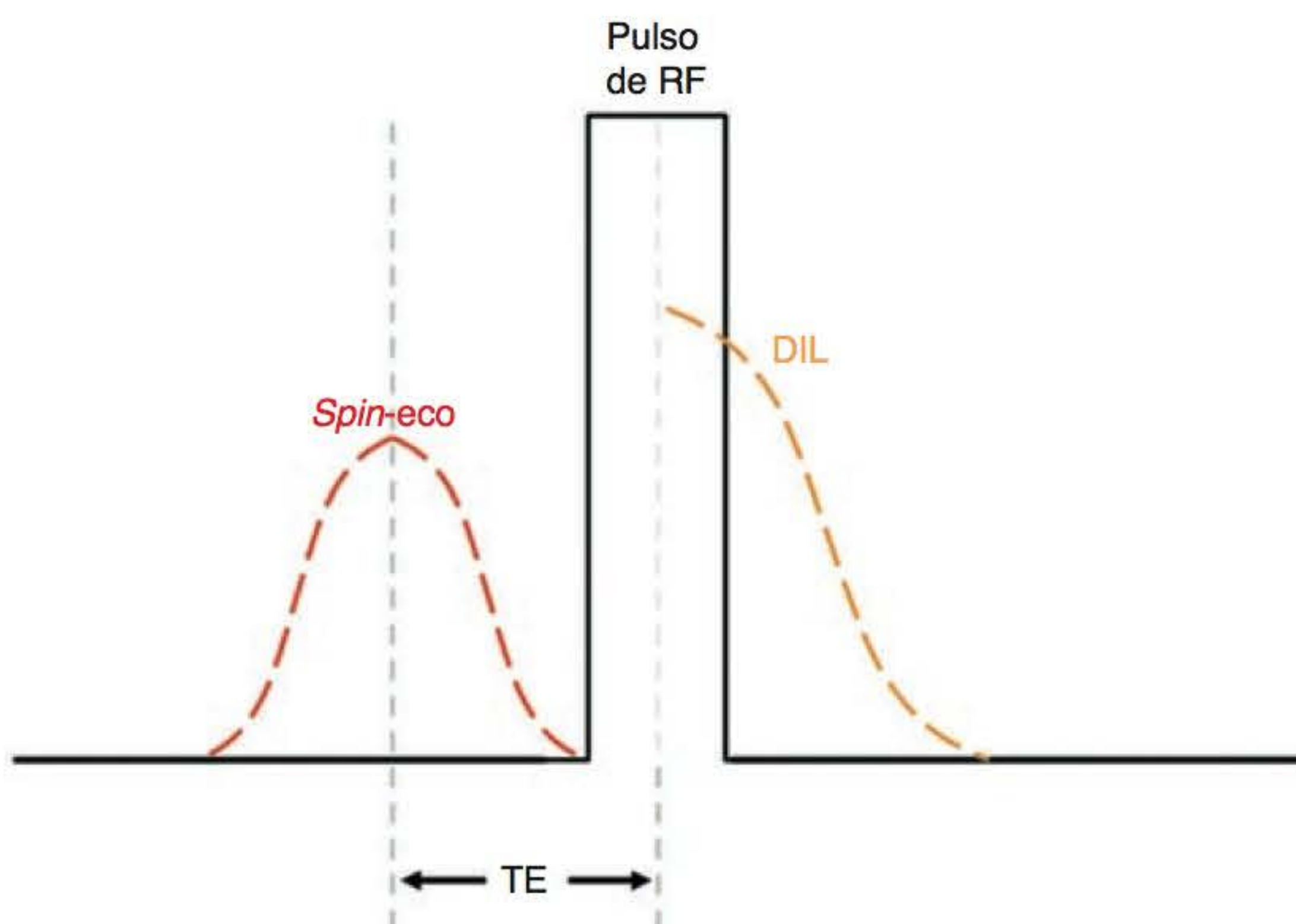




**Figura 5.35** Formação do eco na sequência gradiente-eco coerente.



**Figura 5.36** Formação do eco na sequência gradiente-eco incoerente.



**Figura 5.37** Formação do eco em SSFP.



## Gradiente-eco balanceado

### Mecanismo

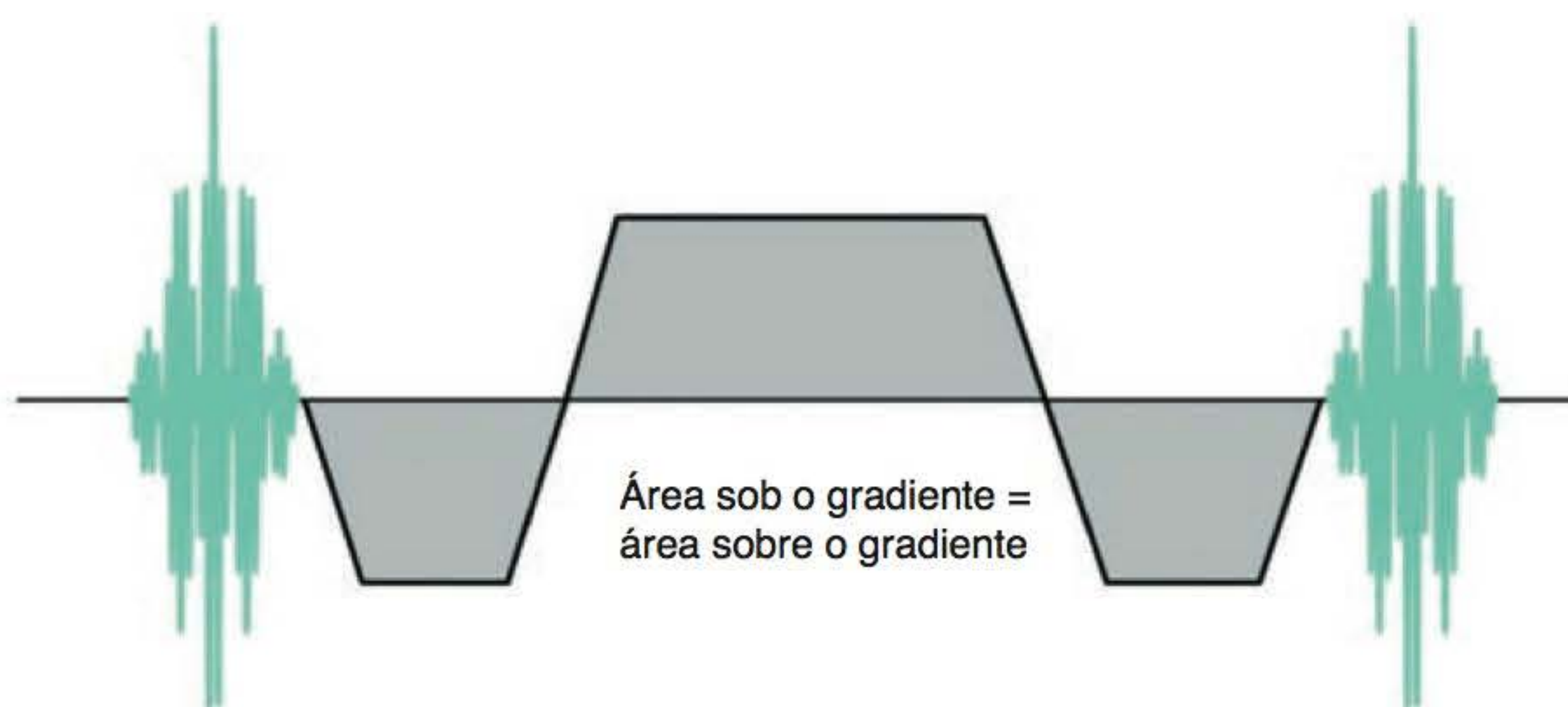
Essa sequência é uma modificação da sequência gradiente-eco coerente que usa um sistema de gradiente balanceado para correção de erros de fase no sangue em circulação e no LCR, e um esquema de excitação RF alternante para realçar os efeitos do estado estacionário. Além disso, tanto o DIL como o *spin*-eco são coletados em um mesmo *readout*. O resultado é uma imagem em que a água e a gordura produzem sinal mais alto, SNR maior e menor quantidade de artefatos de fluxo do que a sequência gradiente-eco coerente, em tempos de escaneamento mais curtos.

O sistema de gradiente balanceado é mostrado na Figura 5.38. Como a área de gradiente abaixo da linha equivale à área acima da linha, os *spins* em movimento acumulam uma mudança de fase zero à medida que passam ao longo dos gradientes. O resultado é que os *spins* no sangue e no LCR são coerentes e têm alta intensidade de sinal. Essa formação de gradiente é a mesma da compensação de fluxo ou da refasagem do momento gradiente (veja o Capítulo 6). Na sequência gradiente-eco balanceado o gradiente é aplicado nos eixos do corte e da frequência.

Além disso, são utilizados ângulos de inclinação maiores e TR mais curtos do que nas sequências gradiente-eco coerente, produzindo SNR mais alta e menor tempo de escaneamento. Normalmente, essa combinação entre ângulo de inclinação e TR resultaria em saturação e, portanto, realce de contraste T1. Porém, a saturação é evitada por meio da mudança de fase do pulso de excitação a cada TR. Isso é conseguido selecionando-se um ângulo de inclinação de 90°, por exemplo, mas aplicando-se no primeiro intervalo TR apenas metade do valor, isto é, 45°. Nos TR subsequentes o valor total do ângulo de inclinação é aplicado, mas alternando-se a polaridade, de maneira que a magnetização transversa resultante seja criada em uma fase diferente a cada TR (*i. e.*, com 180° de separação) (Figura 5.39). Desse modo, a saturação pode ser evitada, e a gordura e a água, que têm os valores T1/T2 aproximados, retornam um sinal muito mais alto do que os tecidos, que não os têm. As imagens resultantes apresentam alta SNR, boa CNR entre gordura, água e tecidos adjacentes, menos ausência de fluxo (*flow void*) e em um tempo de escaneamento muito curto.

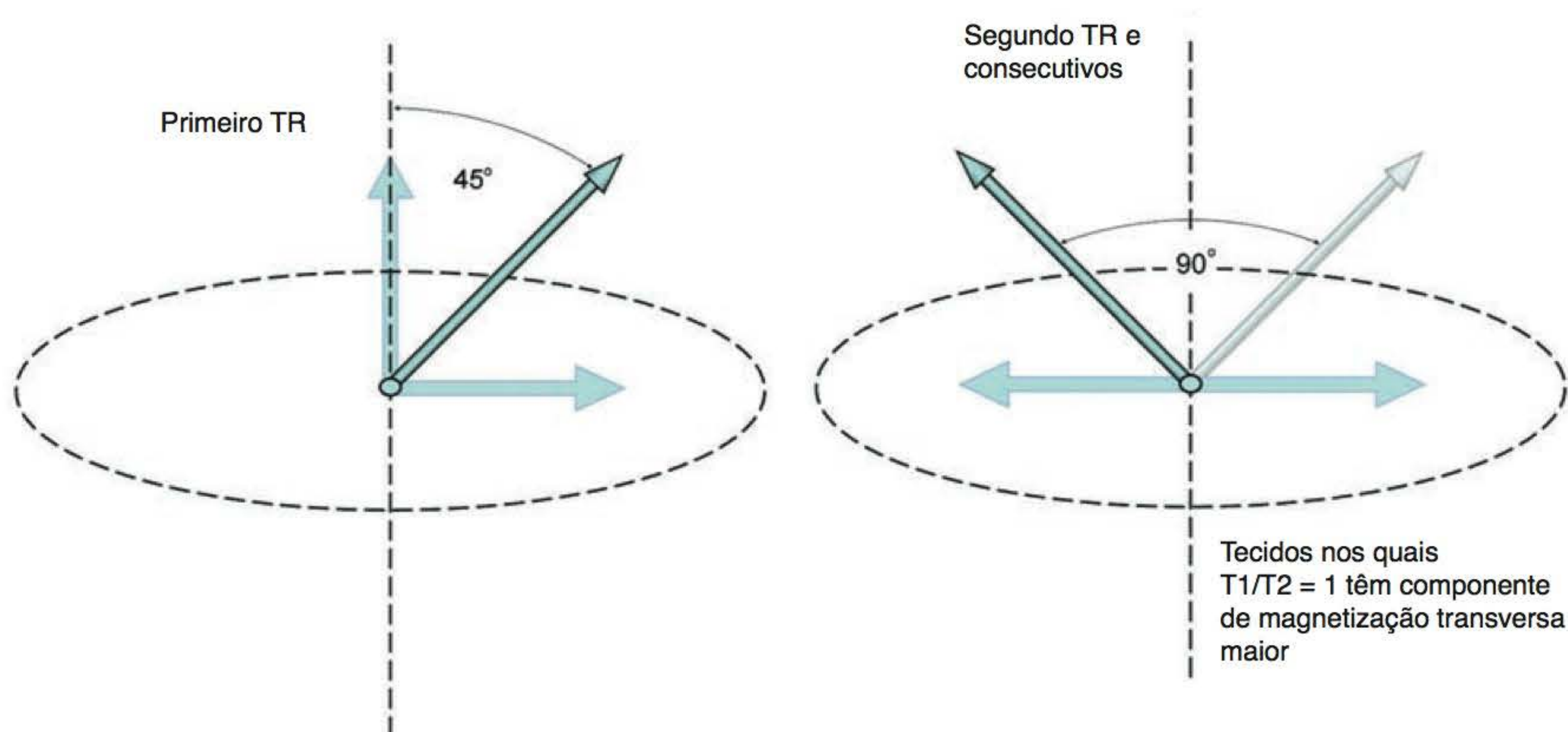
### Aplicações

A sequência gradiente-eco balanceado foi desenvolvida inicialmente para aquisição de imagens do coração e dos grandes vasos, porém atualmente também é usada nas técnicas de imagem vertebral, especialmente da coluna cervical e do meato acústico interno, uma vez que o fluxo de LCR é reduzido. Algumas vezes também é utilizada para aquisição de imagens do abdome e das articulações (Figuras 5.40 e 5.41).



**Figura 5.38** Sistema de gradiente balanceado em uma sequência gradiente-eco balanceada.





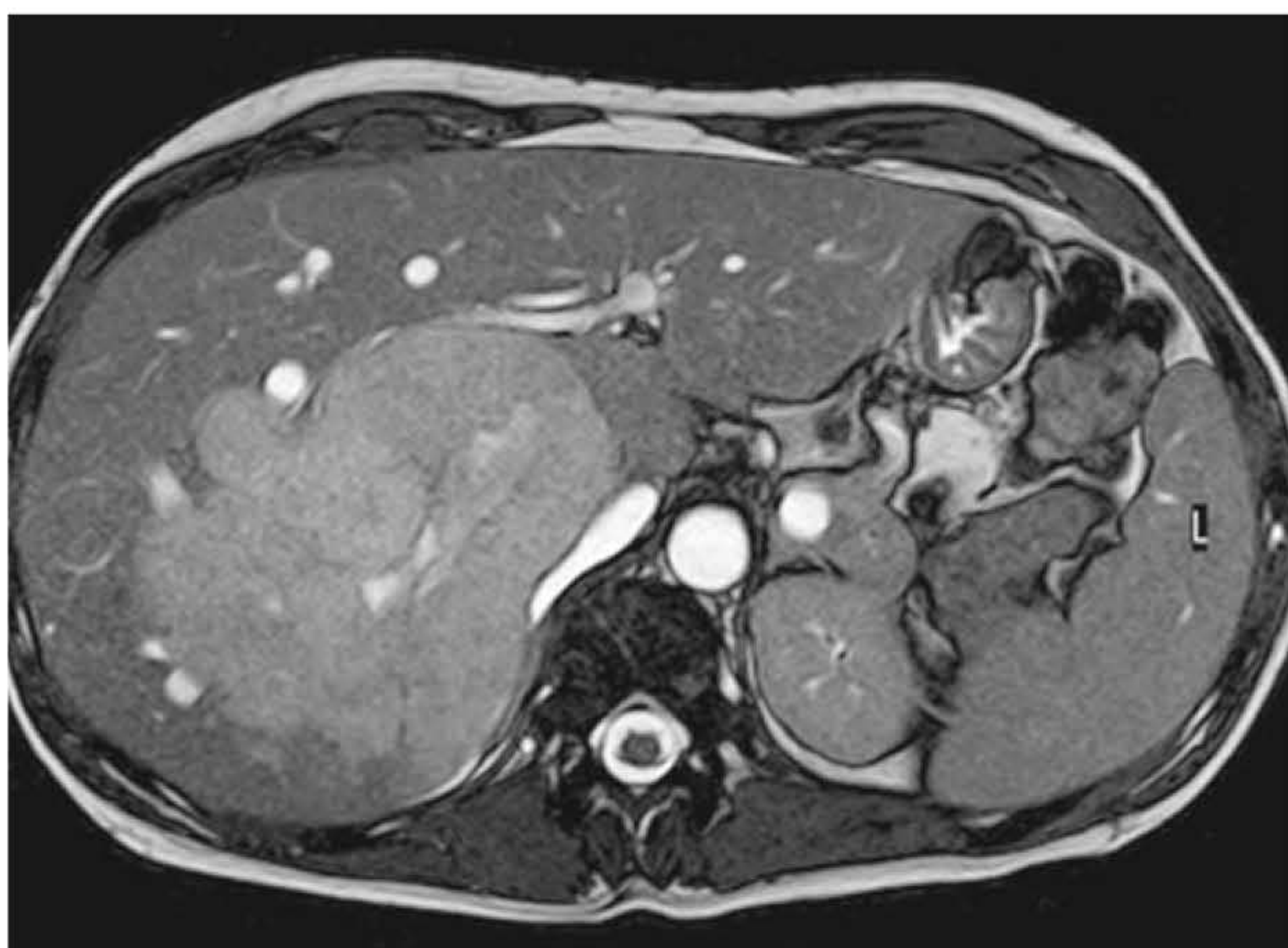
**Figura 5.39** Manutenção do estado estacionário em gradiente-eco balanceado.

## Parâmetros

- Ângulo de inclinação: 90° (aumenta SNR)
- TR curto: 10 ms (reduz tempo de escaneamento e artefato de fluxo)
- TE longo: 15 ms (para acentuar T2\*).

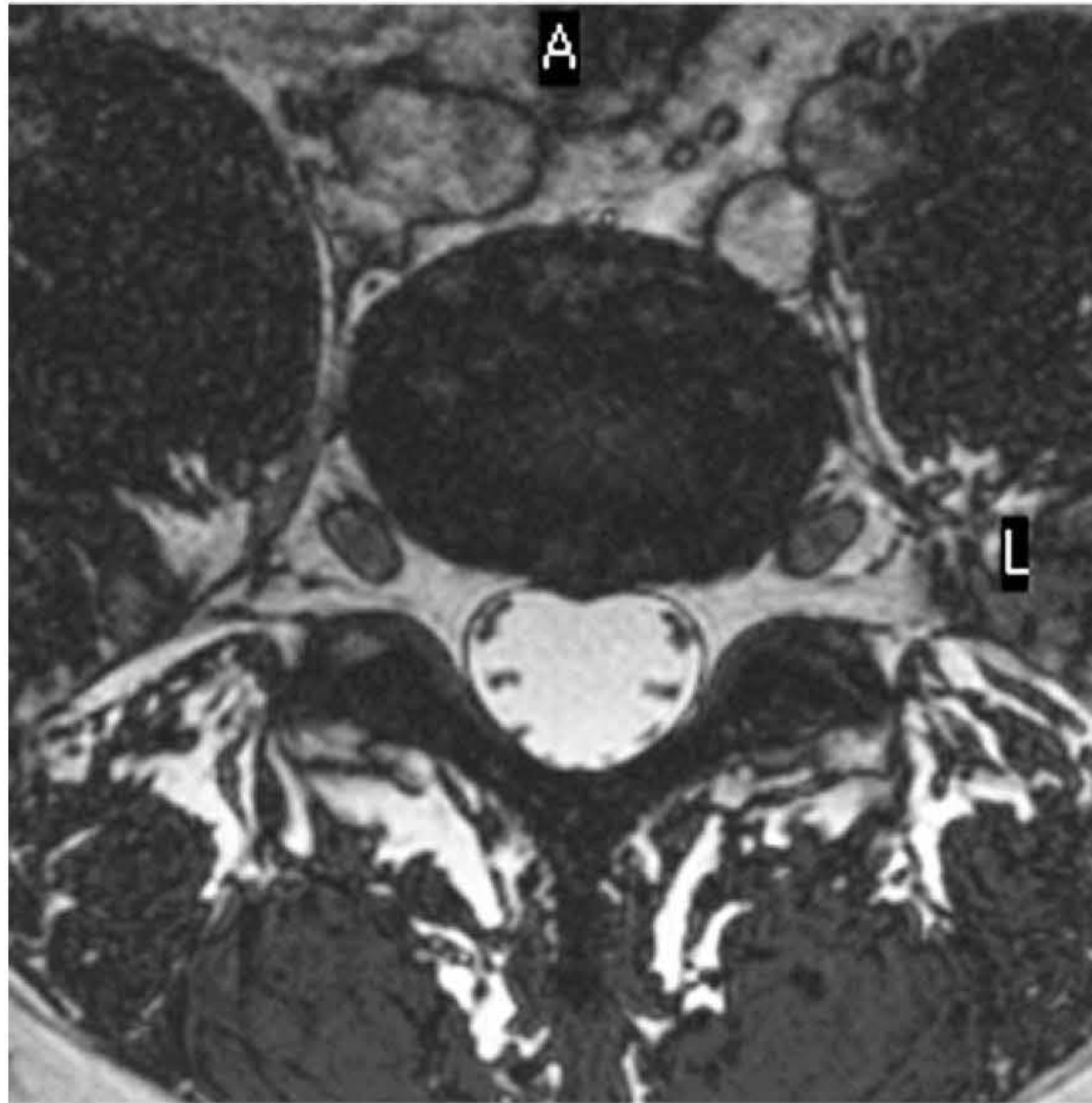
## Gradiente-eco rápido

Já foram elaboradas sequências de pulso muito rápidas que conseguem realizar a aquisição de imagens em volume com uma única suspensão da respiração. Elas geralmente empregam sequências gradiente-eco coerente ou incoerente, porém com TE significativamente reduzido. Isso



**Figura 5.40** Imagem axial do abdome em sequência gradiente-eco balanceado.





**Figura 5.41** Imagem axial da coluna lombar em sequência gradiente-eco balanceado.

se consegue aplicando-se somente uma parte do pulso de excitação, de maneira que leva muito menos tempo para ser executado e desligado. Apenas uma porção do eco é lida (eco parcial). Essas medidas garantem que o TE seja mantido mínimo, para que o TR e, por conseguinte, o tempo de escaneamento seja reduzido proporcionalmente. Além disso, muitas sequências rápidas utilizam pulsos extras, aplicados antes que se inicie a sequência de pulsos, para pré-magnetizar os tecidos. Assim pode ser obtido certo grau de contraste. A pré-magnetização é conseguida de dois modos, descritos a seguir.

- Um pulso de  $180^\circ$  é aplicado antes do início da sequência de pulsos. Isso inverte o VME até a saturação total, e, depois de um atraso preestabelecido, se inicia a sequência de pulsos propriamente dita. Essa técnica pode ser empregada para realçar o contraste em T1 ou para anular o sinal de determinados órgãos e tecidos e é semelhante a uma sequência de inversão-recuperação
- Uma combinação de pulsos de  $90^\circ/180^\circ/90^\circ$  é aplicada antes do início da sequência de pulsos. O primeiro pulso de  $90^\circ$  produz magnetização transversa. O pulso de  $180^\circ$  produz refasagem, e, após um intervalo predeterminado, o segundo pulso de  $90^\circ$  é aplicado. Isso conduz a magnetização transversa coerente para o plano longitudinal, de maneira a estar disponível para sofrer angulação quando a sequência de pulsos se inicia. Esse processo é empregado para produzir contraste em T2 e, muitas vezes, é chamado de ***driven equilibrium*** (veja também DRIVE, que tem um princípio semelhante).

Sistemas de gradientes rápidos permitem sequências gradiente-eco multicortes, com TE tão curto quanto de 0,7 ms. Portanto, pode ser feita a aquisição de imagens múltiplas com uma única suspensão da respiração, o que as torna livres de artefatos de movimentos respiratórios. Além do mais, aquisições em sequência gradiente-eco rápido são úteis quando é necessária resolução temporal. Isso é particularmente importante após a administração de contraste, quando a



seleção de um gradiente-eco rápido permite a aquisição de imagem dinâmica de uma lesão realçada (veja o Capítulo 8). Essa importante técnica tem aplicações em diversas regiões do corpo, incluindo as vísceras abdominais e os seios.

## Preenchimento do espaço K em sequências gradiente-eco rápido

154

Para rápida realização do escaneamento, geralmente é necessário preencher o espaço K de um jeito diferente em relação às aquisições regulares. Existem várias permutações, a maioria delas produzindo um realce do sinal e do contraste e reduzindo os tempos de escaneamento.

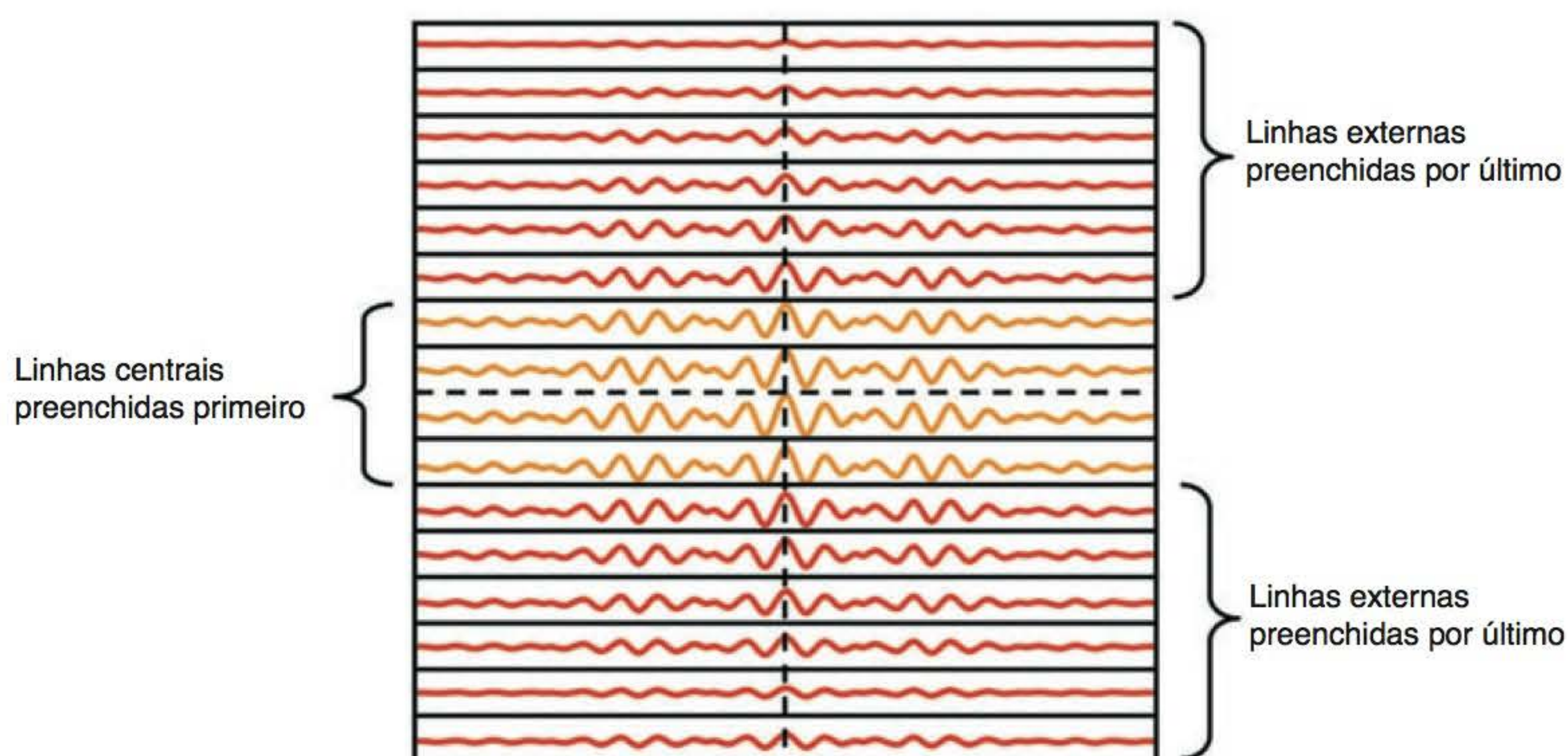
### Preenchimento cêntrico do espaço K

O preenchimento do espaço K é feito linearmente (linha por linha), mas em vez de começar pelas linhas externas e trabalhar para cima ou para baixo, as linhas centrais são preenchidas primeiro. Isso é conseguido aplicando-se primeiramente os menores gradientes de codificação de fase, deixando os maiores para o final da sequência de pulsos. Desse modo, o sinal e o contraste são maximizados, na medida em que as linhas centrais são preenchidas quando os ecos alcançam sua maior amplitude, já que ainda não sofreram decaimento. Este tipo de preenchimento do espaço K é importante quando se utilizam técnicas de gradiente-eco rápido nas quais a SNR e o contraste sofrem comprometimento (Figura 5.42).

### Preenchimento keyhole

O *keyhole* preenche o espaço K linearmente, de modo similar ao preenchimento cêntrico, exceto que as linhas centrais são preenchidas apenas durante parte da sequência. Esse tipo de preenchimento é utilizado principalmente em angiografia contrastada, na qual é necessário ter uma alta resolução temporal dos dados adquiridos na presença de gadolínio (veja o Capítulo 8). Antes da chegada do gadolínio nas imagens, o sistema preenche as linhas de resolução externas do espaço K. Quando existe gadolínio, apenas uma porcentagem das linhas centrais é preenchida. Isso significa que os tempos de aquisição são curtos nessa parte da sequência. Ao fim do escaneamento, o sistema “costura” as linhas externas e centrais juntas para produzir uma imagem com resolução e contraste. A parte contrastada é adquirida somente na presença de gadolínio (Figura 5.43).

Além das principais sequências discutidas aqui, cada fabricante cria suas próprias modificações das sequências em estado estacionário. Essas modificações incluem o acréscimo de algoritmos para correção de artefatos e alteração da maneira como são adquiridos os dados provenientes do DIL e dos ecos estimulados. Eles resultam principalmente em imagens ponderadas em T2 ou T2\*, mas apresentam características especiais de contraste e artefatos. Aconselhamos a consulta ao fabricante sobre detalhes das informações sobre esse tipo de sequência.



**Figura 5.42** Preenchimento cêntrico do espaço K.



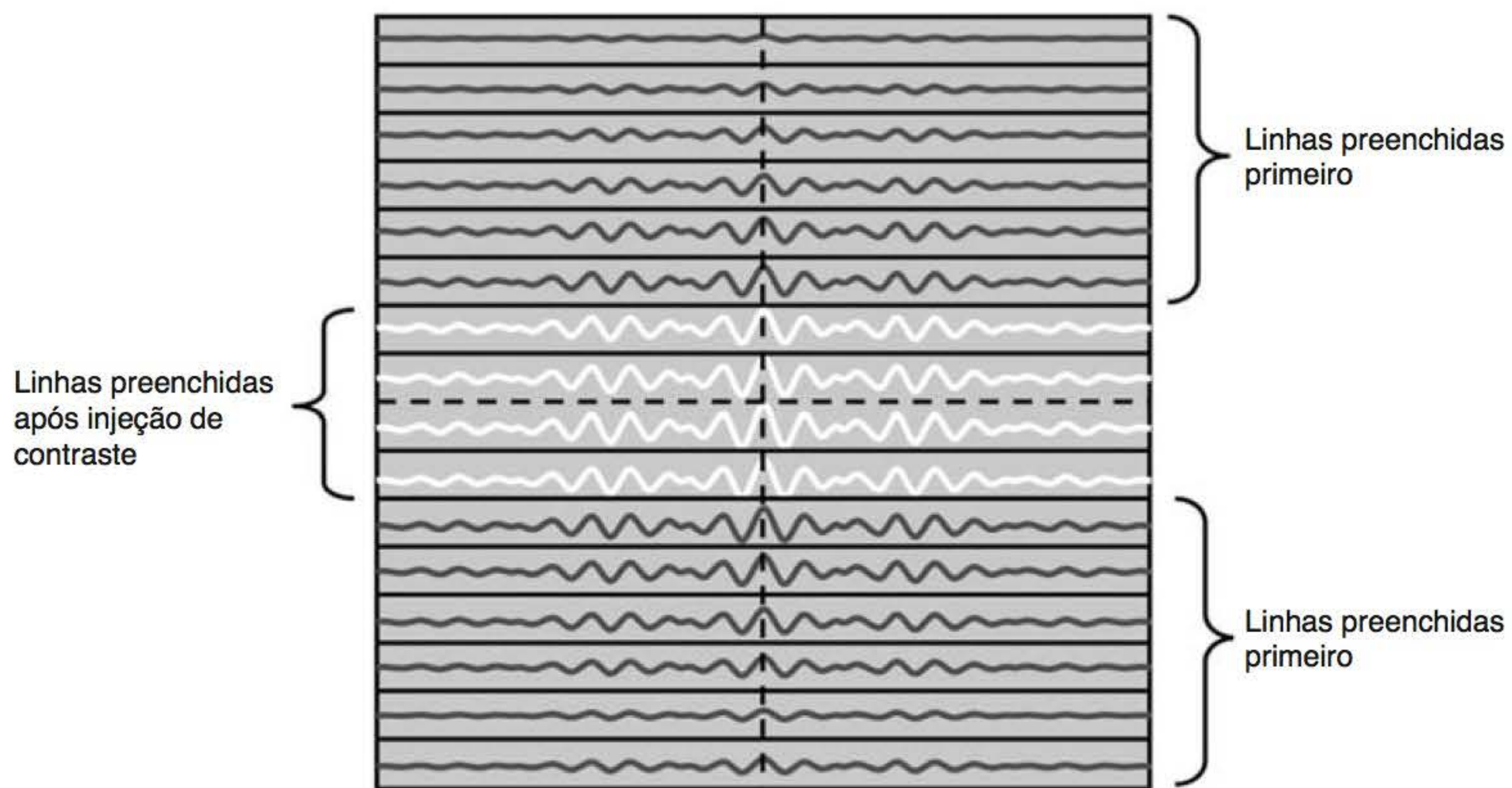


Figura 5.43 Aquisição de imagem *keyhole*.

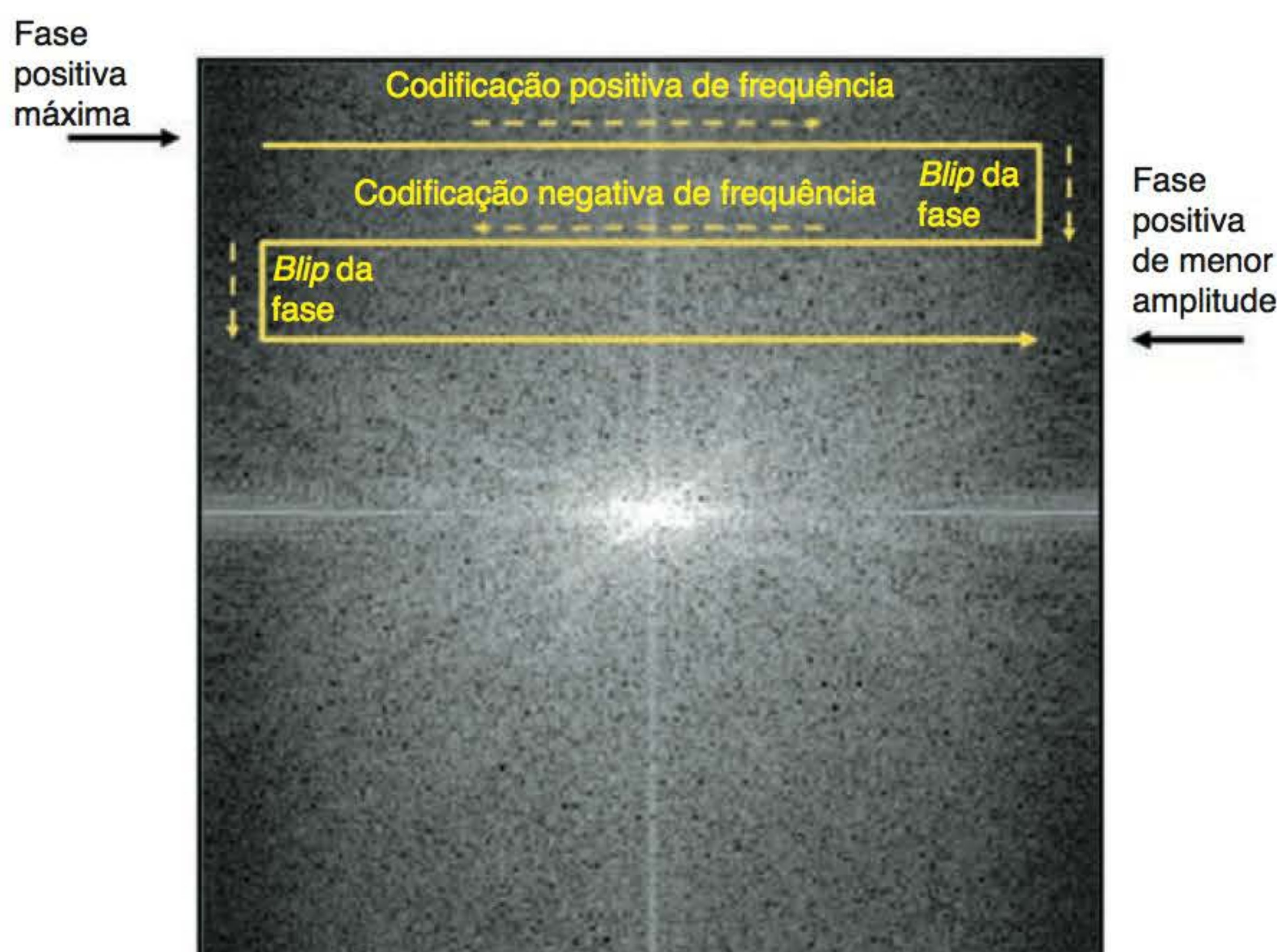
## Técnicas de imagem single shot

Como foi demonstrado na sequência *spin-eco* rápido, os tempos de escaneamento são significativamente reduzidos pelo preenchimento simultâneo de mais de uma linha do espaço K. Levando este conceito ao extremo, o tempo de escaneamento mais rápido possível seria aquele em que todas as linhas fossem preenchidas durante uma repetição. Esse método é denominado aquisição de imagens **single shot (SS)**, pois coleta todos os dados necessários ao preenchimento de todas as linhas do espaço K a partir de um único trem de ecos. O trem de ecos pode se constituir de *spin-eco* (gerados por um trem de pulsos de RF de  $180^\circ$ ) denominado *fast single shot* ou turbo *spin-eco* (SS-FSE ou SS-TSE) ou de um trem de gradientes-eco, denominado **imagem eco-planar** (IEP ou EPI, *echo planar imaging*). Para conseguir esse tipo de imagem são gerados diversos ecos e cada um deles tem a codificação de fase determinada por um gradiente de inclinação diferente, para preencher todas as linhas necessárias do espaço K em um único intervalo TR. Por exemplo, se é necessária uma matriz de fase de 128, então um trem de 128 ecos é produzido e codificado em fase individualmente para preencher 128 linhas do espaço K em um único intervalo TR. Para que seja possível preencher todo o espaço K em uma única repetição, os gradientes de leitura e fase devem ser rapidamente ligados e desligados e mudar de direção (veja o Capítulo 3).

O gradiente de leitura tem de ser trocado de positivo para negativo; positivamente para preencher uma linha do espaço K da esquerda para a direita e negativamente para preencher uma linha da direita para a esquerda. Essa rápida alteração na polaridade do gradiente também causa refasagem no DIL produzido após o pulso de excitação para gerar os gradientes-eco utilizados na sequência EPI. Como o gradiente de leitura troca de polaridade tão rapidamente, diz-se que ele oscila.

O gradiente de fase também tem de ser rapidamente ligado e desligado, mas sua polaridade não precisa ser alterada neste tipo de espaço K transversal. Observe a Figura 5.44. A primeira aplicação do gradiente de fase é máximo positivo, para preencher a linha superior. A aplicação seguinte (para codificar o próximo eco no trem de ecos) ainda é positiva, porém sua amplitude é ligeiramente menor, de modo que a linha imediatamente abaixo seja preenchida. O processo é repetido até alcançar o centro do espaço K, quando o gradiente de fase muda para negativo para preencher as linhas de baixo. A amplitude é aumentada gradualmente até a máxima polaridade negativa, preenchendo a última linha inferior do espaço K. Esse tipo de virada no gradiente é denominado **blipping** (Figura 5.44). Essa é a forma mais simples de aquisição de imagens *single shot*, no sentido de que, embora todas as linhas sejam preenchidas em um TR, elas são preenchidas linearmente.

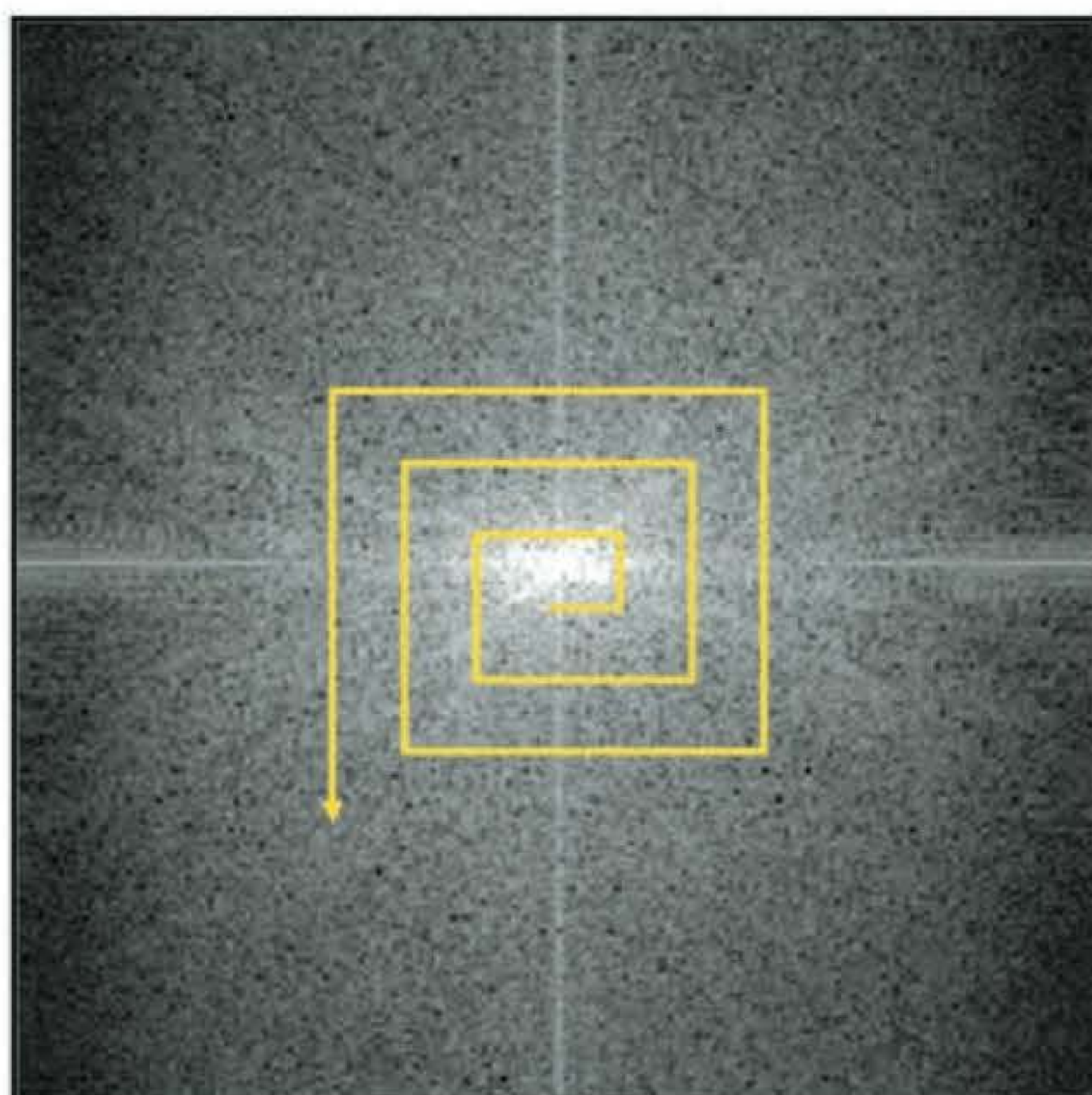




**Figura 5.44** Preenchimento do espaço K em sequência EPI.

## Preenchimento espiral do espaço K

Um tipo mais complexo de espaço K transversal é apresentado na Figura 5.45. Neste exemplo, tanto o gradiente de leitura como o de fase mudam rapidamente de polaridade e oscilam. Na forma em espiral do espaço K transversal, o gradiente de leitura oscila para preencher linhas da esquerda para a direita e depois da direita para a esquerda, sendo que o preenchimento do espaço K se inicia no centro; o gradiente de fase também deve oscilar para preencher uma linha na metade superior e depois uma linha na metade inferior. Para melhor compreender esse processo, coloque uma caneta no centro do espaço K do diagrama e trabalhe amplitude e polaridade para cada gradiente à medida que move a caneta. Nesse exemplo, a caneta nunca deixa a



**Figura 5.45** Preenchimento espiral do espaço K.



superfície do papel, indicando que não existe um TR; todo o espaço K é preenchido de uma só vez. Outras modificações de preenchimento radial ou espiral do espaço K garantem seu rápido preenchimento com realce no preenchimento das linhas centrais. Atualmente, isso inclui:

- *preenchimento elíptico do espaço K*, em que a porção elíptica do espaço K é adquirida como uma aquisição de volume durante uma angiorressonância magnética (ARM) com realce de contraste. À medida que a porção central do espaço K é preenchida, o volume, adquirido em um tempo de escaneamento relativamente longo, pode mostrar apenas o fluxo arterial. O fluxo venoso é suprimido
- *preenchimento helicoidal do espaço K*, em que a aquisição das linhas é feita em bloco, reduzindo, assim, o tempo de escaneamento, porém os blocos sofrem rotação em torno do eixo central do espaço K. Desse modo, a parte central do espaço K é adquirida a cada TR e, assim, a SNR e a CNR são aumentadas. Além disso, como a porção central do espaço K é amostrada a cada TR, isso equivale a empregar diversos NEX, o que resulta na redução de artefatos de movimento pela média de movimentos (veja o Capítulo 4).

Como todos os ecos têm de ser codificados antes que a magnetização transversa tenha decaído até zero, as imagens contêm um grau significativo de decaimento em  $T2^*$  e uma SNR relativamente baixa. Para compensar, a aquisição do espaço K é feita por segmentos. Isso é denominado *multi-shots*, em que os dados são adquiridos em diversas passagens TR. Nas sequências EPI *multi-shot* o tempo efetivo entre dois ecos é acentuadamente reduzido. Como deslocamento químico (*chemical shift*), distorção e borramento são proporcionais à distância entre os ecos, os artefatos em *multi-shot* são reduzidos em relação a aquisições *single shot*. Existem dois métodos de aquisição *multi-shot*:

- *segmentação do espaço K por aquisição*, que adquire uma seção do espaço K por vez (p. ex., em quatro quartos) de modo que ocorrem quatro excitações e quatro intervalos TR. Se for necessária uma matriz de fase de 128, então 32 linhas, repetidas quatro vezes, preencherão o espaço K
- *segmentação do espaço K por eco*, que utiliza um fator turbo, repetido várias vezes (p. ex., fator turbo de 4, repetido 32 vezes). Os dados do primeiro eco são colocados na quarta parte superior do espaço K, e os dados do segundo eco no quarto seguinte, e assim sucessivamente.

Os dois métodos aumentam o tempo de escaneamento, porém, se comparados com métodos de aquisição de imagem *single shot*, a qualidade da imagem é melhor.

Sequências *single shot* provocam um estresse excepcional sobre os gradientes e, portanto, são necessárias modificações de gradiente a um custo significativo. As velocidades de varredura (*slew rates*) dos gradientes têm de ser quatro vezes as dos gradientes convencionais (veja o Capítulo 9). Podem ser empregadas duas modificações como fonte de energia:

- *fontes de energia ressonante*, que permitem que os gradientes de leitura e de fase oscilem na mesma frequência, reduzindo as exigências de gradientes. A desvantagem é que são capazes de operar apenas em frequência e amplitude fixas. Na prática, significa que os gradientes somente poderiam ser usados para sequências EPI e que o sistema exigiria duas fontes de energia: uma para sequências EPI e outra para a aquisição convencional de imagens
- *fontes de energia não ressonantes*, que produzem qualquer forma de onda de gradiente, de modo que tanto sequências EPI como as convencionais podem ser adquiridas através da mesma fonte de energia. Isso reduz significativamente os custos, mas também as especificações dos gradientes, uma vez que precisam ser capazes de lidar com os dois tipos de sequência.

## Contraste e parâmetros em EPI

Na sequência EPI, tipicamente os gradientes-eco são gerados por oscilação do gradiente de leitura. No entanto, diferentes contrastes são conseguidos iniciando-se a sequência com um pulso de excitação RF variável, denominado **gradiente-eco EPI (GE-EPI)** ou com pulsos de  $90^\circ$  e  $180^\circ$  denominados **spin-eco EPI (SE-EPI)**. GE-EPI começa com um pulso de excitação em qualquer



ângulo de inclinação e é seguido por um *readout* EPI de gradientes-eco (Figura 5.46). Em um cenário como esse, a aquisição de imagens é realizada em um TR de milissegundos.

Em SE-EPI a sequência se inicia com um pulso de excitação de  $90^\circ$ , seguido por um pulso de anulação de  $180^\circ$ , seguido por codificação de frequência da EPI de gradientes-eco (Figura 5.47). A aplicação do pulso de refocalização ajuda a limpar alguns artefatos causados por heterogeneidades do campo magnético e de deslocamento químico. SE-EPI tem tempos de escaneamento mais longos, mas geralmente melhor qualidade de imagem que GE-EPI; porém, os pulsos de RF extras aumentam a deposição de RF ao paciente. As sequências EPI devem ser precedidas por qualquer tipo de pulso de RF. Para dar um exemplo, citamos o EPI-FLAIR ( $180^\circ/90^\circ/180^\circ$  seguido por codificação de frequência da EPI) onde o sinal do LCR é anulado, mas a sequência é significativamente mais rápida do que uma FLAIR convencional (Figura 5.49).

Em todas as técnicas *single shot*, pelo fato de o espaço K ser preenchido de uma só vez, as taxas de recuperação de tecidos individuais não são importantes. Por essa razão diz-se que TR é infinito (porque é infinitamente longo). A ponderação por densidade protônica ou em T2 pode ser conseguida pela seleção tanto de um TE efetivo curto quanto longo, o que corresponde ao intervalo de tempo entre o pulso de excitação e o momento em que o centro do espaço K é preenchido. Também é possível a ponderação em T1 aplicando-se um pulso de inversão antes do pulso de excitação, para produzir saturação.

**Sequências híbridas**, que combinam gradiente-eco e *spin*-eco, como **GRASE** (*gradient and spin echo*), são um meio-termo eficiente. Tipicamente, uma série de gradientes de refasagem é seguida por um pulso de RF de refasagem (Figura 5.48). A sequência híbrida aproveita a vantagem dos dois métodos de refasagem: a velocidade do gradiente e a capacidade do pulso de RF de compensar os efeitos T2\*. Essas sequências aumentam o tempo de escaneamento em mais de 100 ms por imagem, mas as vantagens em termos de qualidade de imagem são significativas.

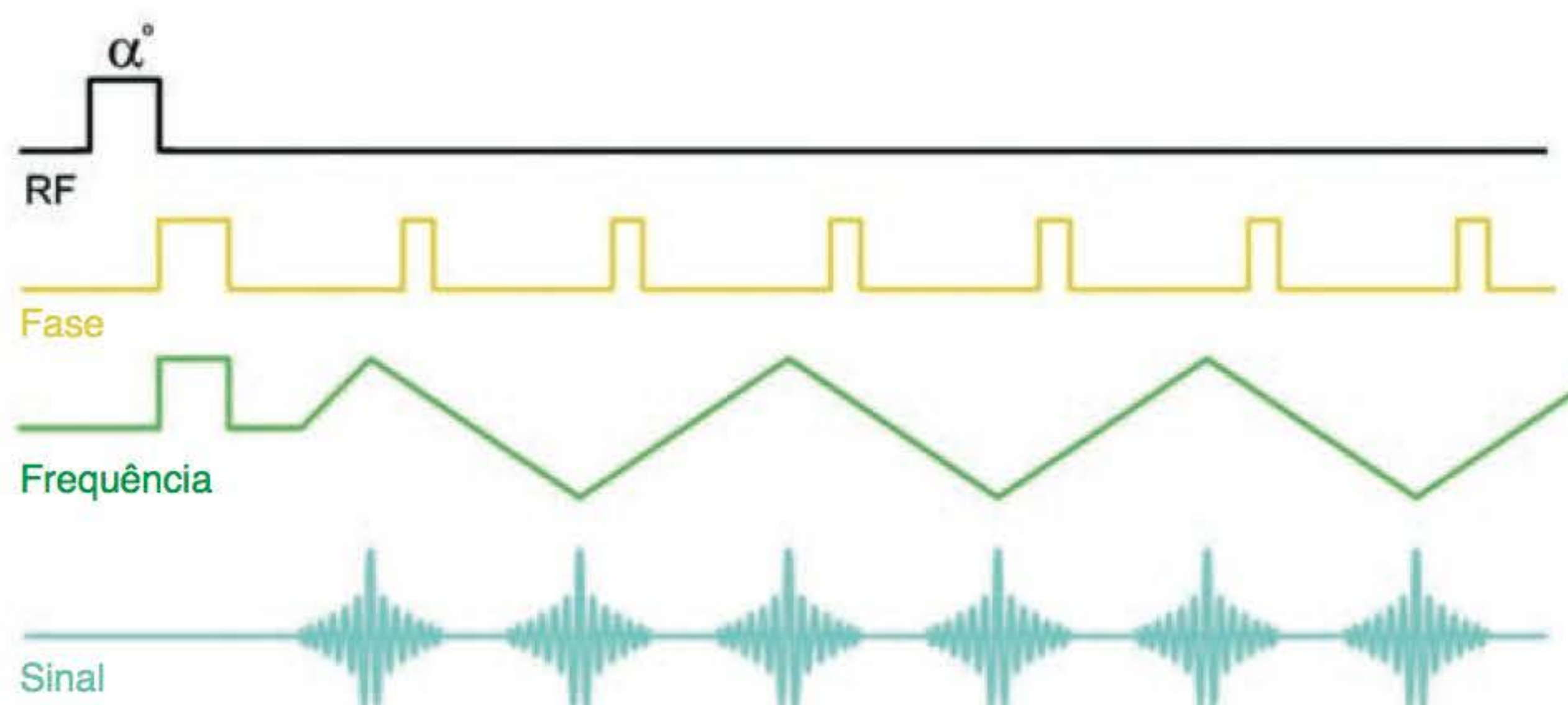


Figura 5.46 Sequência GE-EPI.

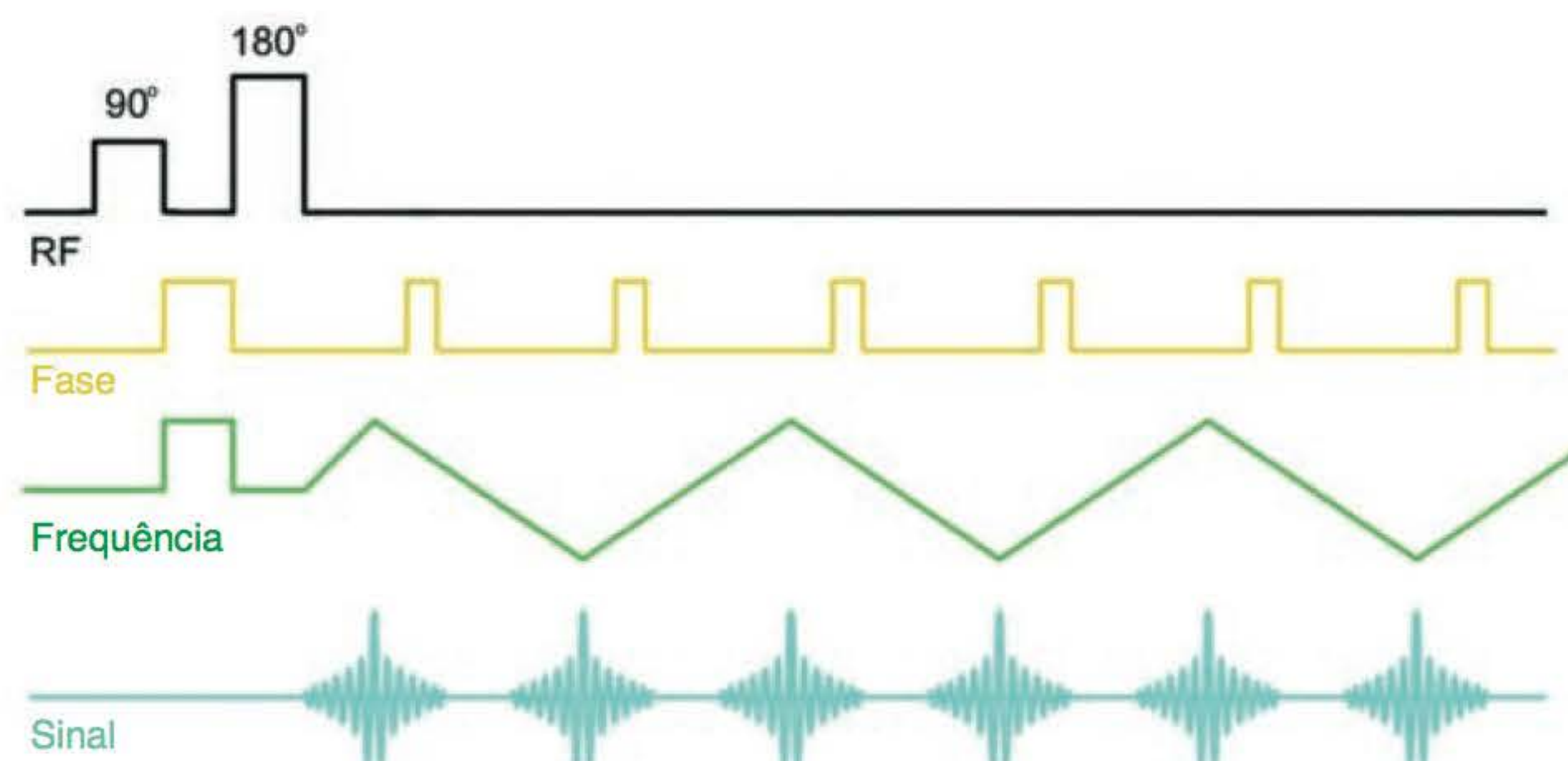
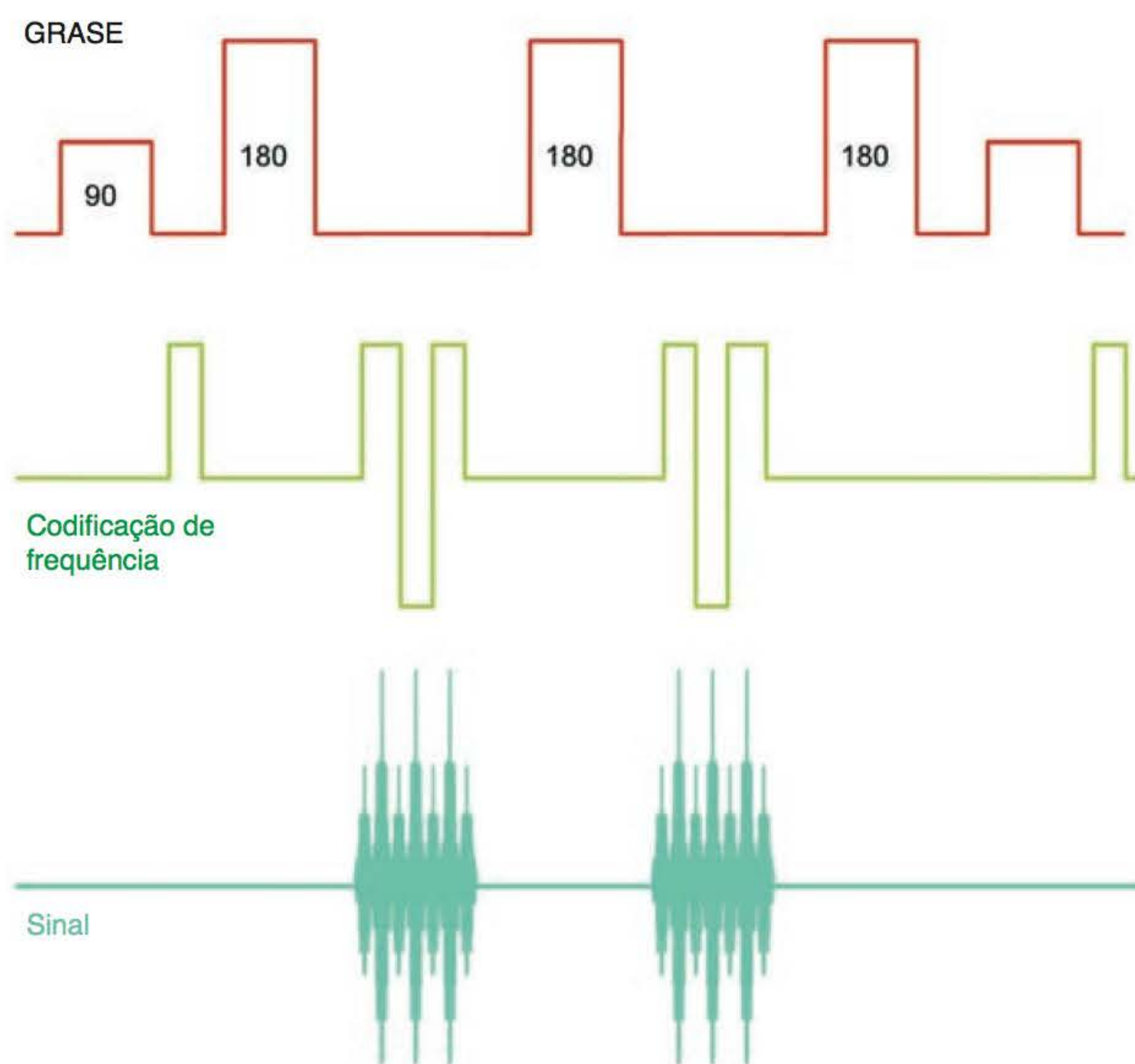
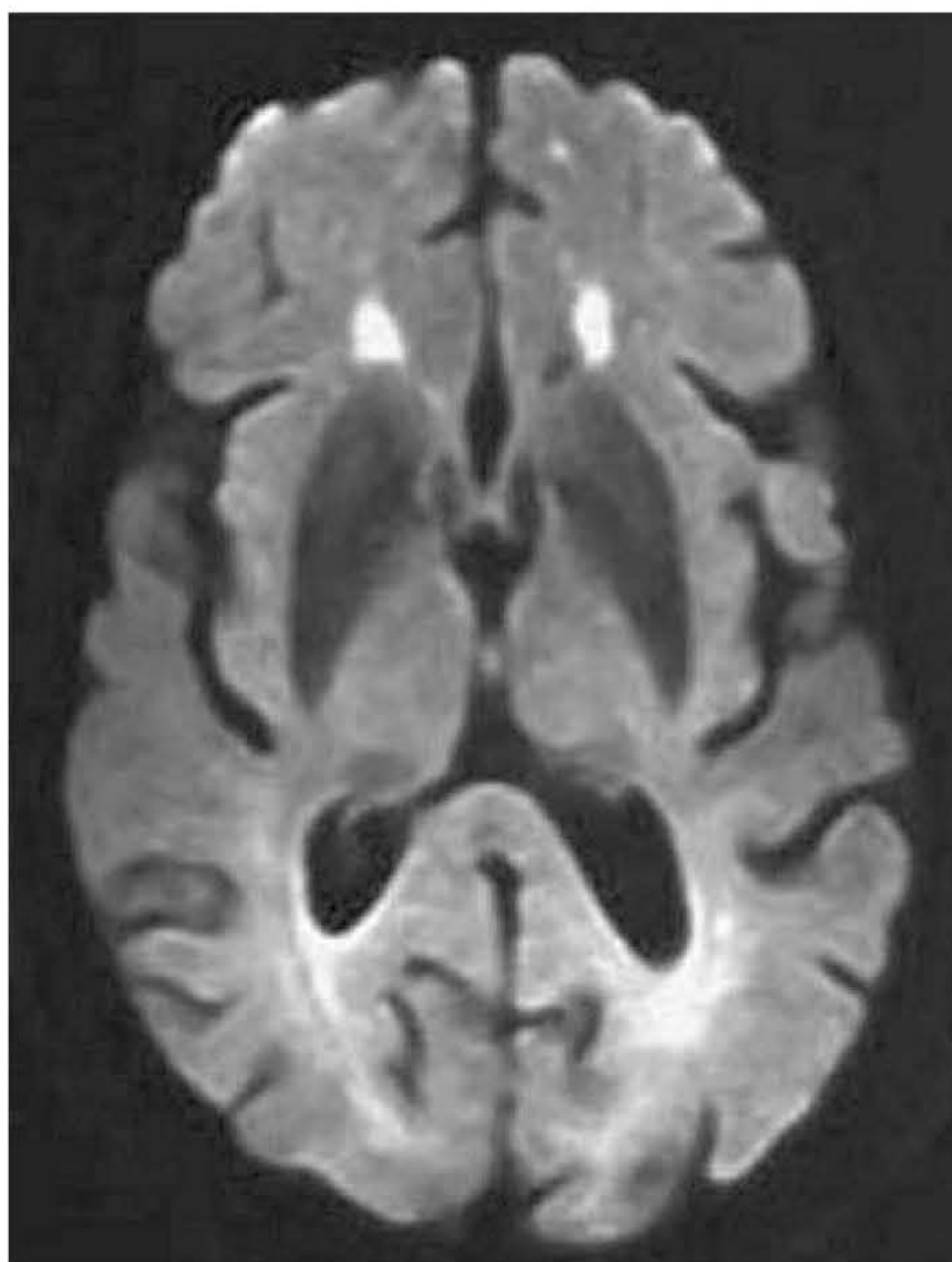


Figura 5.47 Sequência SE-EPI.





**Figura 5.48** Sequência GRASE.



**Figura 5.49** Imagem axial do cérebro em sequência EPI-FLAIR. Observe como o sinal do LCR foi anulado.



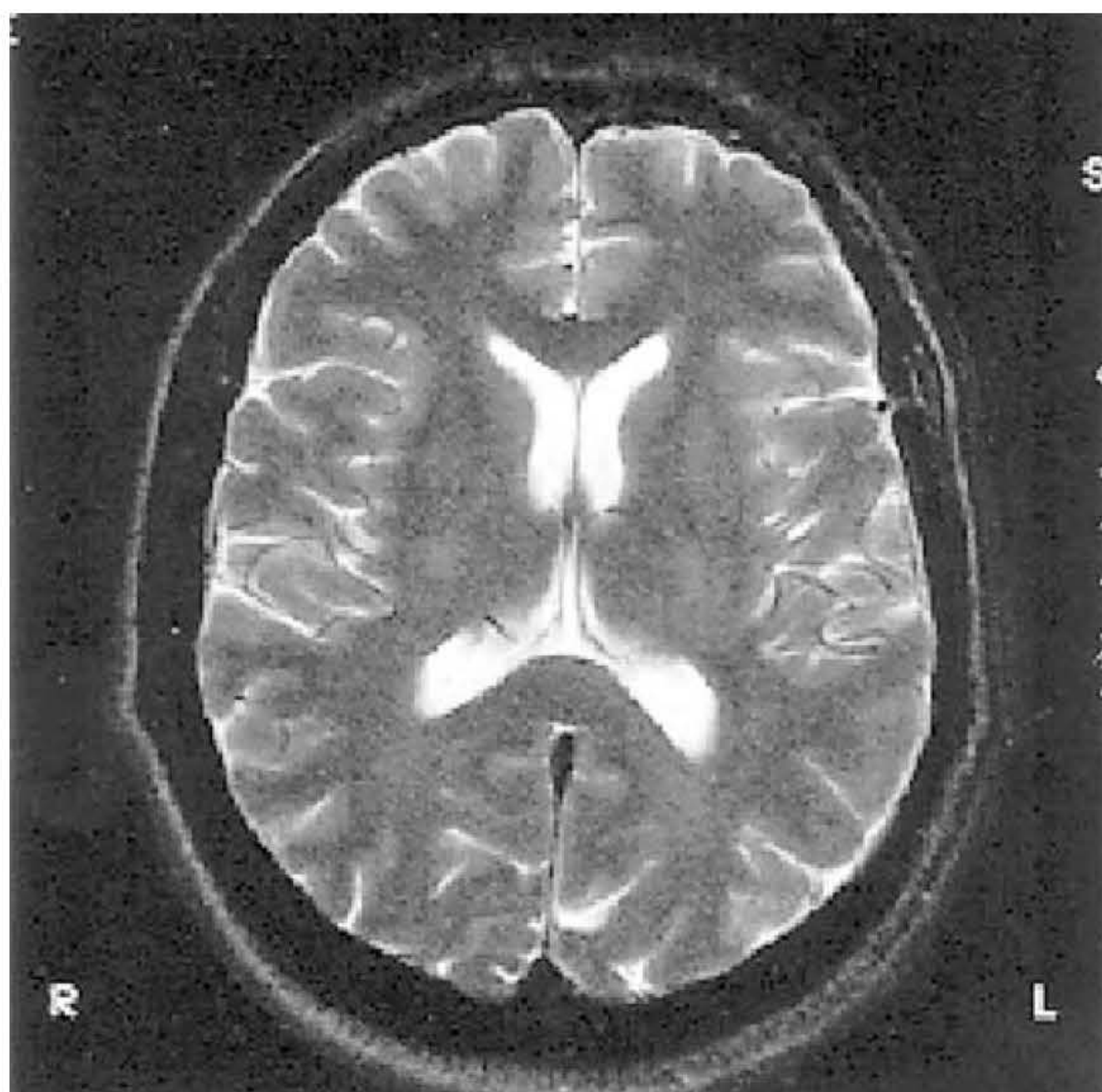
## Aplicações e limitações

160

Algumas imagens EPI e GRASE típicas são mostradas nas Figuras 5.49, 5.50, 5.51 e também no Capítulo 12. Sequências EPI e técnicas *single shot* têm aumentado o uso de RM funcional (veja o Capítulo 12). A rapidez do escaneamento permite o congelamento dos movimentos fisiológicos, o que representa uma vantagem quando se faz a aquisição de imagens cardíacas e da vasculatura coronariana (veja o Capítulo 8) e também no caso da realização de técnicas intervencionistas (veja o Capítulo 12). Contudo, tem sido demonstrada certa preocupação com relação à segurança. A troca rápida de gradientes causa estimulação nervosa e o ruído do gradiente é intenso, portanto, isolamento acústico e proteção auricular são essenciais. Além disso, são visualizados muitos artefatos nas sequências EPI, como distorções e deslocamento químico.

Como cada eco é rapidamente adquirido, o deslocamento químico na direção da frequência é relativamente pequeno. Entretanto, existe um deslocamento químico muito maior ao longo do eixo de fase. Este artefato por deslocamento químico na direção de fase não aparece em aquisições padrão *spin* ou gradiente-eco, uma vez que ecos com diferentes codificações de fase são adquiridos exatamente ao mesmo tempo após a excitação. Nas aquisições *single shot*, no entanto, o tempo necessário para a realização de um trem de codificações de fase significa que as codificações de fase são aplicadas em tempos diferentes após a excitação. Isso resulta em deslocamentos químicos para gordura de tipicamente 10 a 20 pixels em comparação com 1 a 2 pixels de registro incorreto na aquisição de imagens *spin*-eco.

Outros artefatos que podem ser visualizados com a técnica *single shot* incluem borramento e fantasmas (*blurring* e *ghosting*). O borramento ocorre como resultado do decaimento em  $T2^*$  durante o curso da aquisição. Se o trem de ecos leva um tempo parecido para decair, o sinal do final da aquisição é reduzido, resultando em perda de resolução e borramentos. Nas aquisições EPI, metade dos *ghosts* do FOV ocorre como resultado de pequenos erros no tempo e forma dos gradientes de leitura. Isso causa diferenças entre os ecos adquiridos com gradientes de leitura



**Figura 5.50** Imagem axial do cérebro em sequência GRASE.





**Figura 5.51** Imagem axial do abdome em sequência SE-EPI.

positivos e negativos. Esses erros causam fantasmas na imagem real, que parece deslocada na direção de fase pela metade do FOV. Uma vez que é difícil eliminar totalmente os erros, geralmente é feita uma correção durante a reconstrução da imagem utilizando informação adquirida durante o escaneamento de referência. Apesar desse tipo de problema, essas sequências são importantes na RM clínica.

## TÉCNICA DE IMAGEM PARALELA

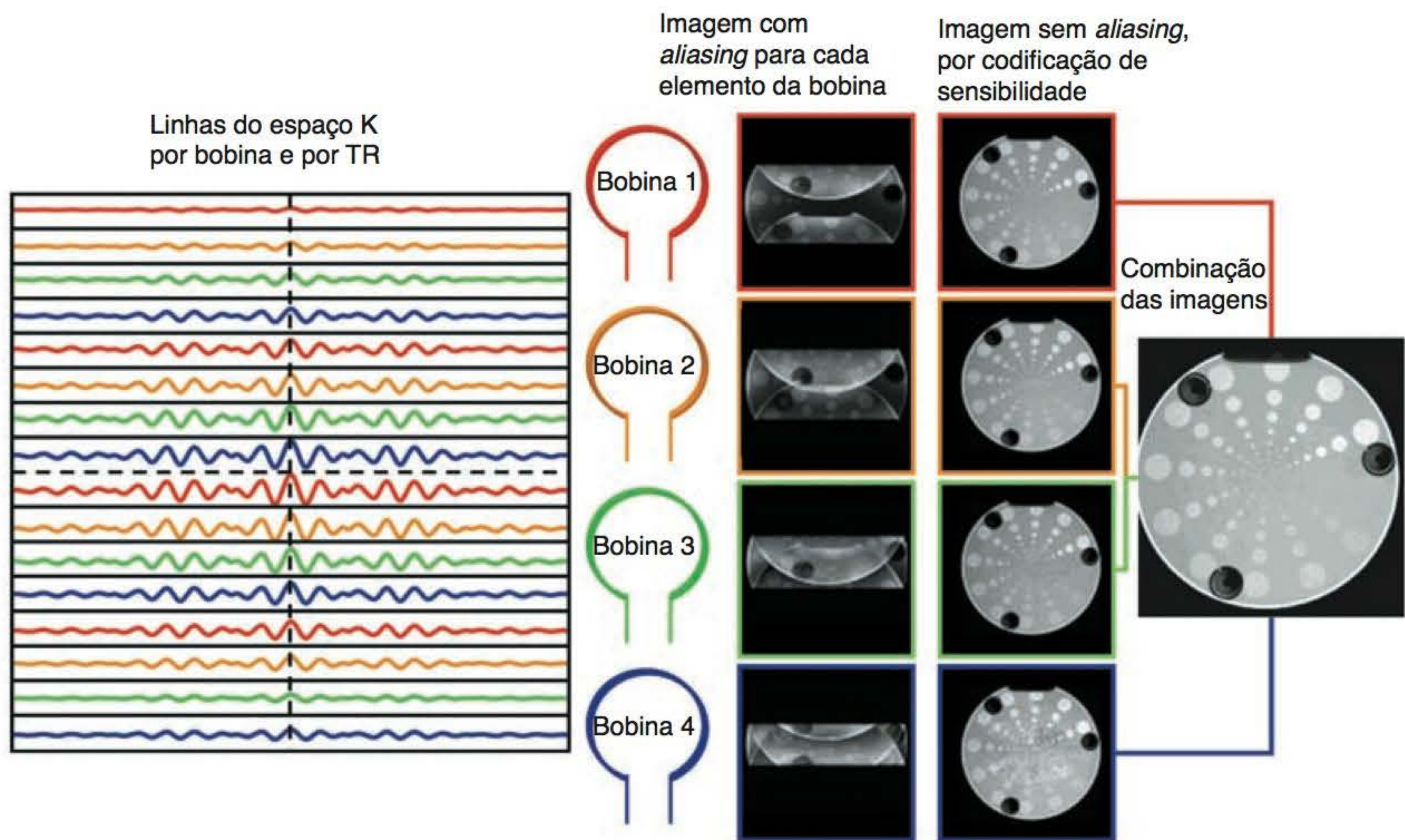
A técnica de imagem paralela ou codificação de sensibilidade é uma técnica de preenchimento do espaço K mais eficiente que a aquisição convencional de imagens porque preenche múltiplas linhas do espaço K por TR (como em FSE). Porém, diferentemente das sequências FSE, estas linhas são adquiridas designadas para determinadas bobinas emparelhadas, o que lhes permite a aquisição simultânea de dados. Portanto, precisamos de bobinas especificamente destinadas a este propósito e de um *software* para fazer sua conexão eletrônica. Tipicamente são utilizadas duas, quatro, seis ou oito bobinas, que são dispostas em torno da área a ser examinada, embora as bobinas já sejam construídas com diversas bobinas ou canais em seu interior. O número de bobinas ou canais pode exceder 32. Neste exemplo, suponhamos uma configuração de quatro bobinas (Figura 5.52):

- a bobina 1 faz a aquisição da linha 1 e de cada quarta linha depois desta
- a bobina 2 faz a aquisição da linha 2 e de cada quarta linha depois desta
- a bobina 3 faz a aquisição da linha 3 e de cada quarta linha depois desta
- a bobina 4 faz a aquisição da linha 4 e de cada quarta linha depois desta.

Portanto, a cada TR é feita a aquisição de quatro linhas do espaço K. No primeiro intervalo TR:

- a bobina 1 faz a aquisição da linha 1
- a bobina 2 faz a aquisição da linha 2





**Figura 5.52** Imagem paralela.

- a bobina 3 faz a aquisição da linha 3
- a bobina 4 faz a aquisição da linha 4.

No segundo intervalo TR:

- a bobina 1 faz a aquisição da linha 5
- a bobina 3 faz a aquisição da linha 6
- a bobina 3 faz a aquisição da linha 7
- a bobina 4 faz a aquisição da linha 8, e assim por diante.

O processo é repetido até que todas as linhas sejam preenchidas. Como é feita a aquisição de quatro linhas a cada TR, o tempo de escaneamento é reduzido por um fator de 4. Algumas vezes esse processo recebe o nome de **fator de redução** ou **aceleração** e é semelhante ao fator turbo nas sequências FSE. O fator de redução é equivalente ao número de bobinas ou de canais na configuração. A configuração das bobinas também pode ser empregada para aumentar a resolução da imagem, por exemplo, conseguir uma matriz de fase de 512 no mesmo tempo que se leva para preencher uma de 128, ou para uma combinação tanto da redução do tempo de escaneamento quanto da melhoria da resolução. Por exemplo, duas bobinas ou canais são empregados para reduzir pela metade o tempo de escaneamento e outras duas para dobrar a resolução de fase.



Agora, observemos as linhas adquiridas por cada bobina. Você pode observar na Figura 5.52 que cada bobina fez uma aquisição a cada quatro linhas e isso, como resultado do espaçamento entre cada linha, é quatro vezes maior do que se o espaço K houvesse sido preenchido da maneira convencional. Empregando a analogia com o gaveteiro do Capítulo 3, significa que a profundidade de cada gaveta foi multiplicada por quatro e, como essa dimensão é inversamente proporcional ao tamanho do FOV na direção de fase, o tamanho do FOV na direção de fase é reduzido a um quarto de seu tamanho original, como acontece no FOV retangular (veja o Capítulo 4). Como resultado, ocorre *aliasing* do tecido fora do FOV na direção de fase e, portanto, cada



bobina produz um *wrap* (dobradura) da imagem (veja o Capítulo 7). Para corrigir o problema, o sistema usa o perfil de sensibilidade de cada bobina para calcular de onde vem o sinal em relação à bobina, de maneira que possa ser corretamente mapeado na imagem. Esse perfil determina a posição do sinal em relação à imagem com base na amplitude. Um sinal proveniente de uma região localizada próximo à bobina tem uma amplitude maior do que os sinais mais distantes. Como resultado deste processo, o *wrap* é removido da imagem e, com a utilização de algoritmos, as informações sem *wrap* de cada bobina são combinadas para produzir uma imagem única (veja a Figura 9.21).

## Aplicações

A técnica de imagem paralela é uma importante contribuição e pode ser utilizada tanto para reduzir os tempos de escaneamento quanto para aprimorar a resolução. Pode ser empregada com a maioria das sequências de pulso, com o uso do *software* e das configurações de bobina apropriados. Apesar de exibir vantagens óbvias em termos de tempo de escaneamento e/ou resolução, a técnica resulta em discreta perda da SNR. Além disso, pode ocorrer aumento de deslocamentos químicos devido a diferentes frequências ressonantes sendo mapeadas em cada bobina. A movimentação do paciente também pode causar desalinhamento entre os dados de amostras incompletas e o escaneamento de referência.

Frequentemente, a escolha de uma determinada sequência de pulso é difícil de ser feita. Atualmente existem tantas opções à disposição que realmente é difícil escolher. Contudo, falando em termos genéricos, cada sequência de pulso é pensada para produzir determinado contraste, qualidade de imagem e aquisição de dados. Esses fatores devem ser levados em consideração quando se seleciona uma sequência de pulso em particular. A Tabela 5.2 foi feita para ajudar o leitor a aplicar os termos empregados neste e em outros capítulos ao seu tipo de sistema. A Tabela 5.3 compara as várias técnicas de aquisição rápida de imagens.

**Tabela 5.2** Comparação das abreviaturas usadas pelos fabricantes.

	GE	Philips	Siemens
<i>Spin-eco</i>	SE	SE	SE
<i>Spin-eco rápido</i>	FSE	TSE	TSE
Inversão-recuperação	IR	IR	IR
Tempo de recuperação de inversão curto	STIR	STIR	STIR
Inversão-recuperação com supressão do liquor	FLAIR	FLAIR	FLAIR
Gradiente-eco coerente	GRASS	FFE	FISP
Gradiente-eco incoerente	SPGR	T1FFE	FLASH
Gradiente-eco balanceado	FIESTA	BFFE	True FISP
Precessão livre no estado estacionário	SSFP	T2 FFE	PSIF
Gradiente-eco rápido	Fast GRASS/SPGR	TFE	Turbo FLASH
Eco-planar	EPI	EPI	EPI
Imagem paralela	ASSET	SENSE	iPAT
Espacial pré-saturação	SAT	REST	SAT
Refasagem do momento gradiente	Flow comp	Flow comp	GMR
Médias de sinal	NEX	NSA	AC
Anti-aliasing	<i>No phase wrap</i>	<i>Foldover supression</i>	<i>Oversampling</i>
FOV retangular	Rect FOV	Rect FOV	<i>Half Fourier imaging</i>

(continua)



**Tabela 5.2** Comparação das abreviaturas usadas pelos fabricantes. (*Continuação*)

	GE	Philips	Siemens
Compensação respiratória	<i>Resp comp</i>	PEAR	Resp trigger
<i>Driven equilibrium</i>	FR-FSE	DRIVE	RESTORE

AC = number of acquisitions; ASSET = array spatial and sensitivity encoding technique; DRIVE = driven equilibrium; FFE = fast field echo; FIESTA = free induction echo stimulated acquisition; FISP = free induction steady precession; FLAIR = fluid attenuated inversion recovery; FLASH = fast low angled shot; Flow comp = flow compensation; FR-FSE = fast recovery fast spin echo; FSE = fast spin echo; GMR = gradient moment rephasing; GRASS = gradient recalled acquisition in the steady state; iPAT = integrated parallel acquisition technique; MP RAGE = magnetization prepared rapid gradient echo; NEX = number of excitations; NSA = number of signal averages; PEAR = phase encoding artefact reduction; PSIF = mirrored FISP; REST = regional saturation technique; RESTORE = restore turbo spin echo; SENSE = sensitivity encoding; SPGR = spoiled GRASS; SSFP = steady state free precession; STIR = short tau inversion recovery; TFE = turbo field echo; TSE = turbo spin echo; Turbo FLASH = magnetization prepared sub second imaging.

**Tabela 5.3** Métodos *single* e *multi-shot*.

	Sequência	<i>Readout</i>	Tempo
FSE	90/180	SE múltiplos	Minutos/segundos
GRASE	90/180	GE	Minutos/segundos
SE-EPI	90/180	GE	Segundos/subsegundos
GE-EPI	Inclinação variável	GE	Segundos/subsegundos
IR-EPI	180/90/180	GE	Segundos/subsegundos



# 6

## Fenômenos de Fluxo

- Introdução, 165
- Mecanismos de fluxo, 165
- Fenômenos de fluxo, 167
- Fenômeno de tempo de voo, 167
- Fenômeno do corte de entrada, 169
- Defasagem intravoxel, 172
- Compensação para os fenômenos de fluxo, 174
- Introdução, 174
- Refasagem do eco par, 174
- Refasagem do momento gradiente (anulação), 174
- Pré-saturação espacial, 176

### Introdução

Este capítulo trata especificamente dos artefatos produzidos por núcleos em movimento durante a aquisição de dados. Núcleos em movimento apresentam características diferentes de contraste com relação aos núcleos estacionários adjacentes, e se originam basicamente de núcleos no sangue e no líquido cerebrospinal. A movimentação desses núcleos causa o mapeamento incorreto do sinal e resulta em artefatos denominados fantasmas de fase (*phase ghosting*). As causas de artefatos de núcleo são coletivamente chamadas de **fenômenos de fluxo**. As principais são:

- tempo de voo (*time of flight*)
- fenômeno do corte de entrada (*entry slice phenomenon*)
- defasagem intravoxel.

Analiseemos primeiramente os tipos e os mecanismos mais comuns de fluxo.

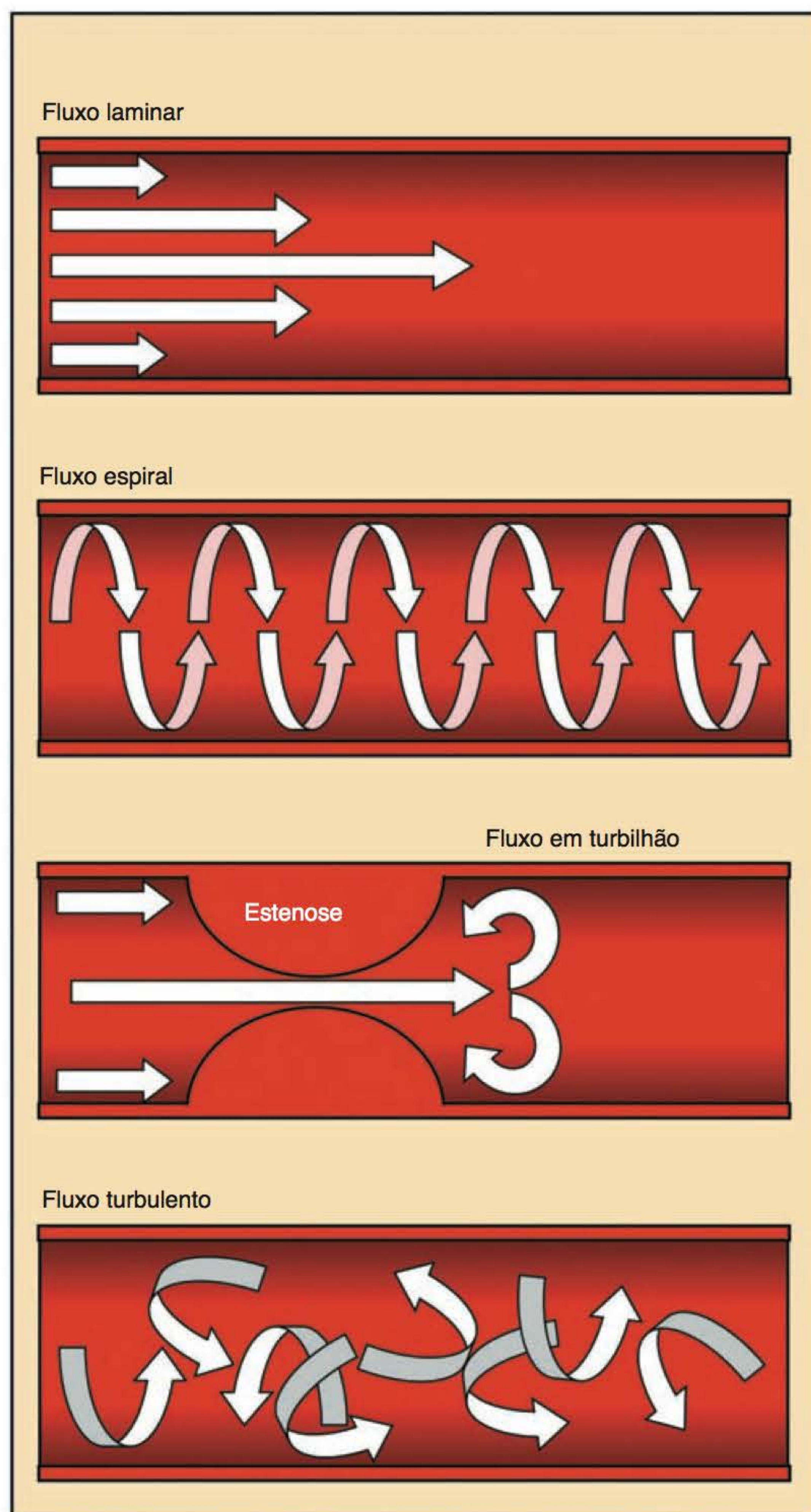
### MECANISMOS DE FLUXO

---

Existem quatro tipos principais de fluxo (Figura 6.1).

- Fluxo laminar, que está em velocidades diferentes, porém consistentes, ao longo do vaso sanguíneo. O fluxo no centro do lúmen vascular é mais rápido do que aquele próximo às paredes do vaso, onde a resistência provoca a desaceleração. Contudo, a diferença de velocidade ao longo do vaso é constante
- Fluxo espiral, no qual a direção do fluxo sofre espiralização
- Fluxo em turbilhão é um fluxo inicialmente laminar, mas que passa por um estreitamento ou estenose vascular. O fluxo no centro do lúmen vascular tem alta velocidade, mas, próximo às paredes o fluxo, entra em espiral
- Fluxo turbulento é aquele que segue em diferentes velocidades, que oscilam aleatoriamente. A diferença de velocidade do fluxo ao longo do vaso se altera de modo irregular.





**Figura 6.1** Diferentes tipos de fluxo.

## Saiba mais: mecanismos de fluxo

As denominações mais frequentes para os mecanismos de fluxo são listadas a seguir:

- fluxo laminar com movimento de primeira ordem (velocidade constante)
- aceleração do movimento de segunda ordem
- movimento irregular (*jerk*) de terceira ordem.

Apenas o fluxo de primeira ordem pode ser compensado, pois o sistema só consegue corrigir o fluxo que apresenta velocidade e direção constantes durante a aquisição de dados.



## FENÔMENOS DE FLUXO

### Fenômeno de tempo de voo

Para a produção de sinal, um núcleo precisa receber um pulso de excitação e um pulso de refasagem. Se o núcleo receber apenas o pulso de excitação e não for refasado, ele não produz sinal. De modo similar, se um núcleo for refasado, mas não foi anteriormente excitado, ele não produz sinal. Núcleos estacionários sempre recebem pulsos de excitação e de refasagem, mas os núcleos em movimento presentes no corte no momento da excitação podem já ter saído dele antes que ocorra a refasagem. Isso é denominado **fenômeno de tempo de voo** (Figura 6.2). Os efeitos do fenômeno de tempo de voo dependem do tipo de sequência de pulso utilizada.

167

### Tempo de voo nas sequências de pulso spin-eco

Nas sequências de pulso *spin-eco*, é aplicado em cada corte um pulso de excitação de  $90^\circ$  e um pulso de refasagem de  $180^\circ$ . Portanto, cada corte é seletivamente excitado e refasado. Os núcleos estacionários em um corte recebem tanto o pulso de  $90^\circ$  quanto o pulso de  $180^\circ$  e produzem sinal.

Núcleos em fluxo perpendicular ao corte podem estar presentes durante o pulso de  $90^\circ$ , mas podem já ter saído antes que o pulso de  $180^\circ$  possa ser aplicado. Estes núcleos são excitados e não são refasados e, portanto, não produzem sinal. Por outro lado, núcleos que não estão pre-

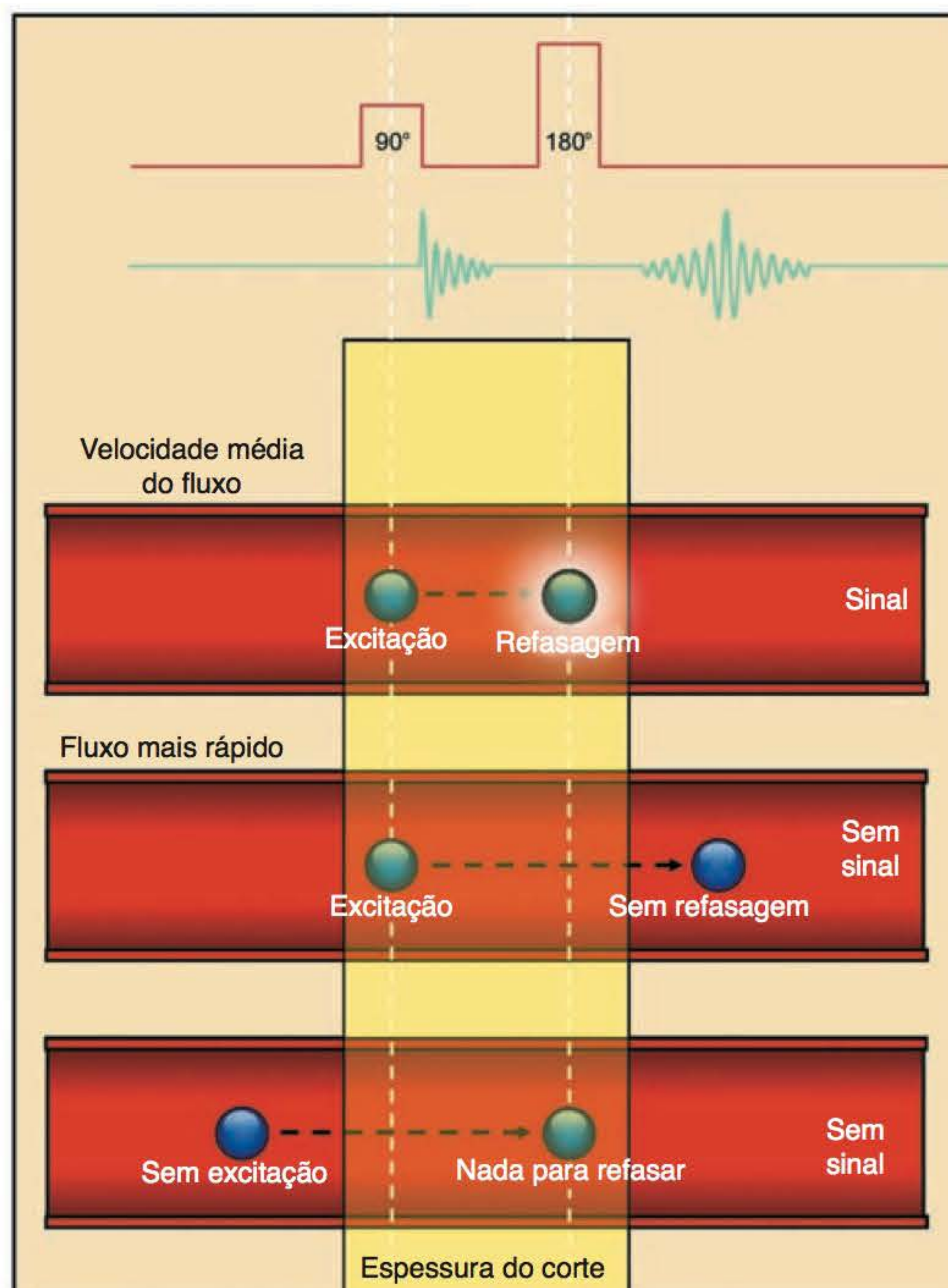


Figura 6.2 Fenômeno de tempo de voo.

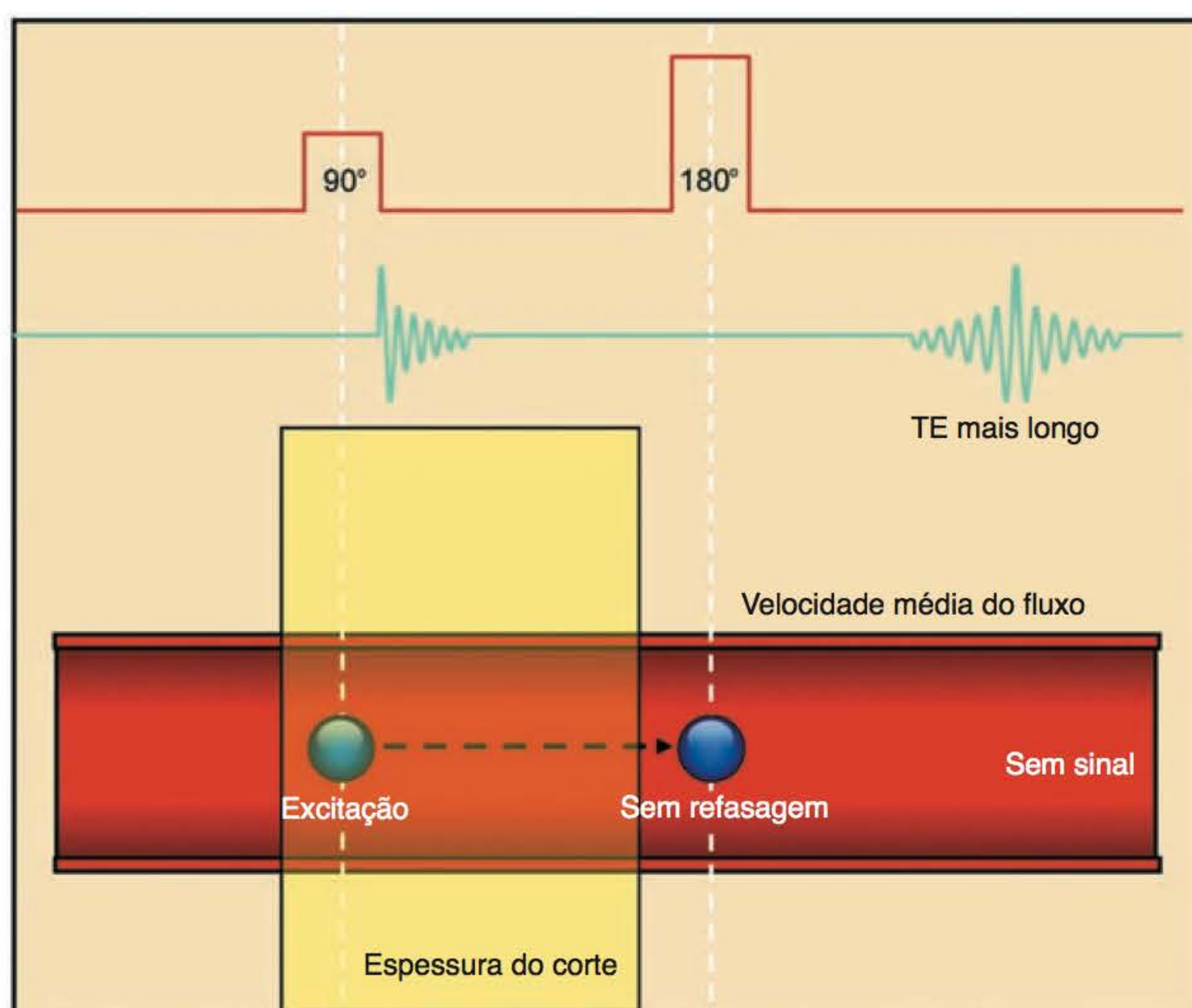


sentes no corte durante a excitação podem estar lá durante a refasagem. Esses núcleos não receberam excitação anterior e, portanto, não produzem sinal. O fenômeno de tempo de voo resulta em um vazio de sinal (*signal void*) proveniente dos núcleos, e o vaso aparece escuro na imagem. Os efeitos do tempo de voo dependem das características descritas a seguir.

- **Velocidade do fluxo.** À medida que aumenta a velocidade do fluxo, há menor proporção de núcleos em movimento no corte, tanto durante o pulso de RF de  $90^\circ$  quanto do pulso de  $180^\circ$ . À medida que a velocidade do fluxo aumenta, os efeitos do fenômeno de tempo de voo aumentam também. Isso é chamado de **perda de sinal por alta velocidade**. À medida que a velocidade do fluxo diminui, há uma proporção maior de núcleos em movimento no corte, tanto durante o pulso de RF de  $90^\circ$  quanto do pulso de  $180^\circ$ . Portanto, à medida que a velocidade do fluxo diminui, os efeitos do fenômeno tempo de voo diminuem. Isso é chamado de **realce ligado ao fluxo**.
- **TE.** À medida que o TE aumenta, maior proporção de núcleos em movimento deixa o corte entre o pulso de excitação e o pulso de refasagem de  $180^\circ$ . Assim sendo, em um TE mais longo, mais núcleos recebem apenas um pulso e o vazio de sinal aumenta (Figura 6.3)
- **Espessura do corte.** Para uma determinada velocidade constante, os núcleos levam mais tempo para percorrer um corte mais espesso (em comparação com um corte mais fino). Portanto, é mais provável que os núcleos recebam os dois pulsos, de  $90^\circ$  e de  $180^\circ$ , em cortes espessos. À medida que a espessura do corte diminui, aumenta a probabilidade de que os núcleos recebam apenas um dos pulsos, e o vazio de sinal aumenta.

## Tempo de voo em sequências de pulso gradiente-eco

Em sequências de pulso gradiente-eco, um pulso de excitação variável é seguido pela refasagem do gradiente. Cada corte é seletivamente excitado pelo pulso de RF, mas o gradiente de refasagem é aplicado ao todo. Em outras palavras, o pulso de excitação é seletivo para o corte, mas o gradiente de refasagem não é. Portanto, um núcleo em movimento que tenha recebido um pulso de excitação sofrerá refasagem, independentemente de sua posição no corte, e produzirá sinal.



**Figura 6.3** Tempo de voo versus TE.



Além disso, o TR muito curto, geralmente associado a sequências de pulso gradiente-eco, tende a saturar núcleos estacionários, os quais recebem repetidos pulsos de RF, de modo que os núcleos em movimento parecem emitir um sinal mais alto. Isso será discutido posteriormente. Portanto, em sequências de pulso gradiente-eco, o realce do fluxo de sinal aumenta e essas sequências de pulso são ditas como sendo sensíveis ao fluxo.

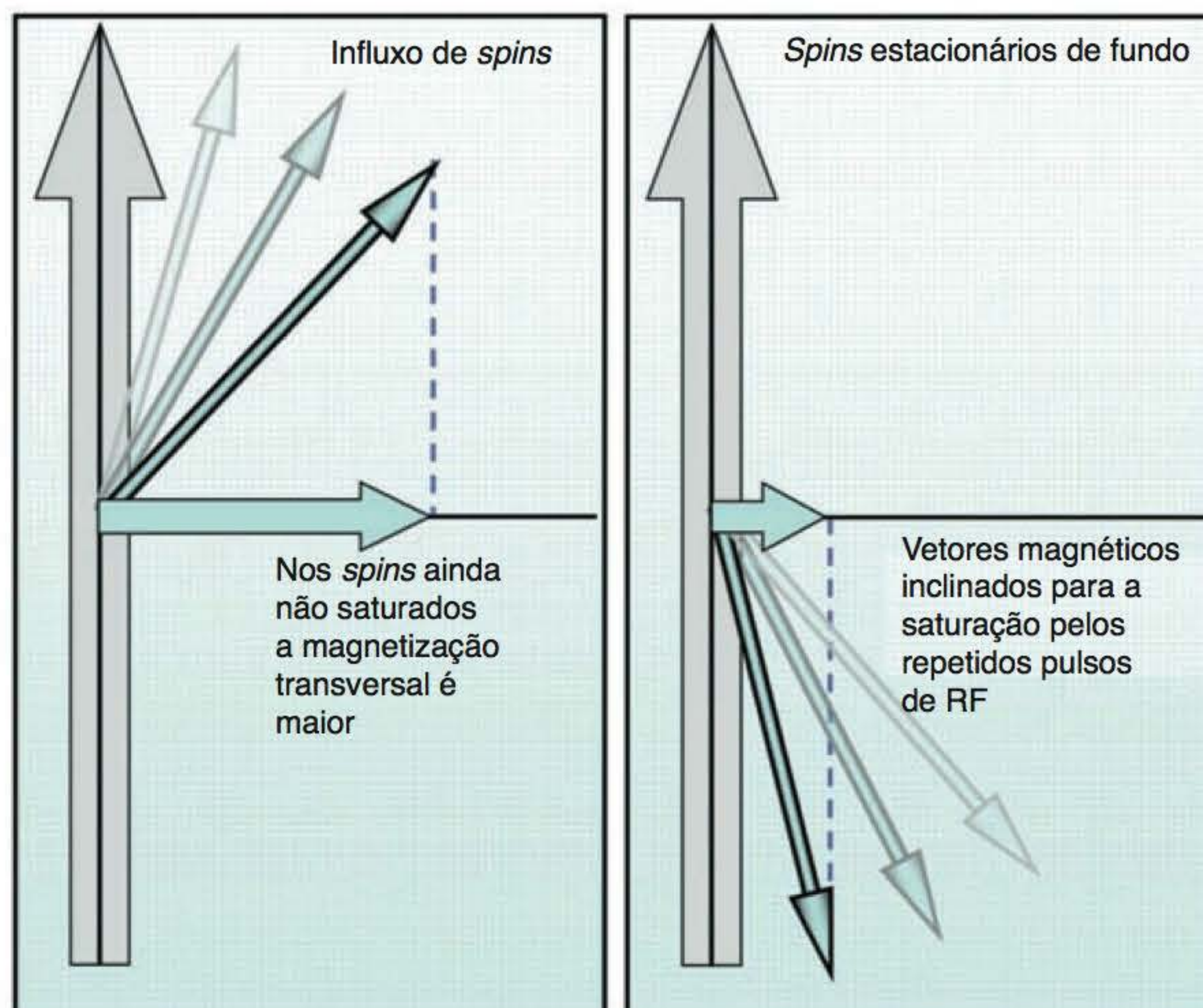
## Resumo

- Os fenômenos de tempo de voo produzem realce associado ao fluxo ou a perda de sinal de alta velocidade
- O realce associado ao fluxo aumenta à medida que:
  - a velocidade de fluxo diminui
  - o TE diminui
  - a espessura do corte aumenta
- A perda de sinal de alta velocidade aumenta à medida que:
  - a velocidade de fluxo aumenta
  - o TE aumenta
  - a espessura do corte diminui.

169

## Fenômeno do corte de entrada

O fenômeno do corte de entrada está relacionado com o histórico de excitação do núcleo. Núcleos que tenham recebido repetidos pulsos de RF durante uma aquisição com TR curto são considerados **saturados** porque é mais provável que seus momentos magnéticos estejam orientados na direção *spin-down* (veja o Capítulo 1). Isso acontece porque o TR não é longo o suficiente para que se dê a recuperação longitudinal de magnetização dos tecidos onde se localizam esses núcleos. Os núcleos que não recebem repetidos pulsos de RF são considerados **não saturados**, uma vez que seus momentos magnéticos estão orientados principalmente na direção *spin-up*. O sinal que produzem é diferente daquele de núcleos saturados (Figura 6.4).



**Figura 6.4** Diferenças de contraste entre *spins* saturados e não saturados.



Núcleos estacionários em um corte tornam-se saturados após pulsos de RF repetidos, especialmente quando o TR é curto. Núcleos em fluxo perpendicular ao corte entram não saturados, uma vez que não estavam presentes durante as repetidas excitações. Eles, portanto, produzem um sinal diferente daquele de núcleos estacionários. Isso é chamado de **fenômeno do corte de entrada** ou **efeito de influxo (*inflow*)**, visto que é mais proeminente no primeiro corte de uma série.

Os cortes no meio da “pilha” exibem menor fenômeno do corte de entrada, uma vez que os núcleos em movimento receberam maior número de pulsos de excitação no momento em que alcançam esses cortes. Em outras palavras, eles se tornam mais saturados e sua intensidade de sinal depende principalmente do TE, TR, ângulo de inclinação e das características de contraste do tecido onde estão localizados.

O fenômeno do corte de entrada só diminui se os núcleos tiverem recebido repetidos pulsos de excitação. A taxa na qual os núcleos recebem os pulsos de excitação determina a magnitude do fenômeno. Qualquer fator que influencie a taxa na qual os núcleos recebem a repetição dos pulsos de excitação afeta a magnitude do fenômeno. Portanto, o fenômeno do corte de entrada depende do que será descrito a seguir.

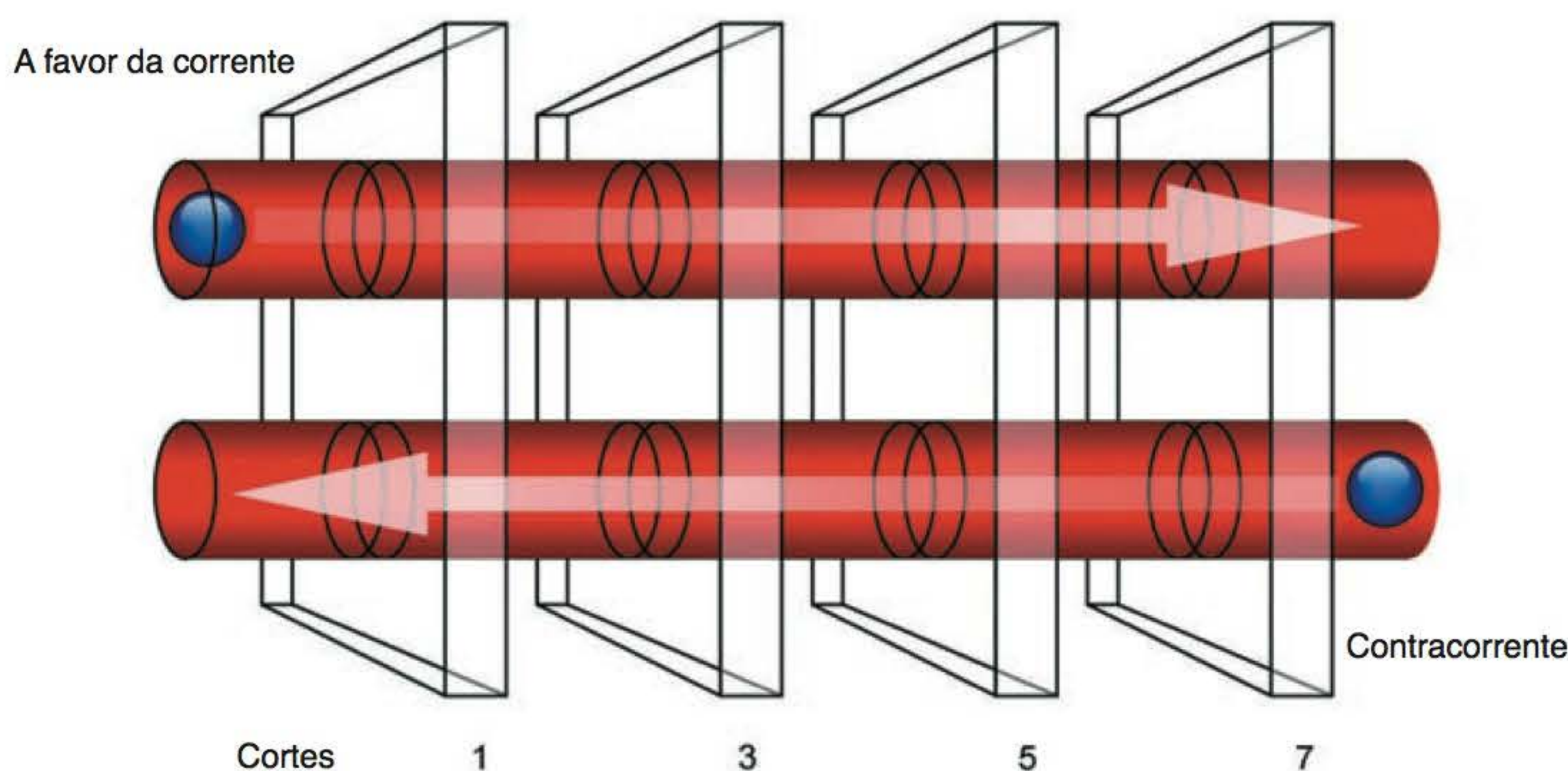
- *TR*. O TR é o intervalo de tempo entre cada pulso de excitação. Um TR curto resulta no aumento da taxa na qual a RF é aplicada. Em outras palavras, um TR curto reduz o intervalo de tempo entre os sucessivos pulsos de RF. Portanto, um TR curto reduz a magnitude do fenômeno do corte de entrada
- *Espessura do corte*. Núcleos em movimento a uma velocidade constante levam mais tempo para atravessar um corte espesso do que um corte mais fino. É mais provável que núcleos percorrendo cortes espessos recebam mais pulsos de RF do que núcleos atravessando cortes finos. Portanto, o fenômeno do corte de entrada é reduzido em cortes espessos, se comparados com cortes mais finos
- *Velocidade de fluxo*. A velocidade do fluxo também influencia a taxa na qual um núcleo em movimento recebe pulsos de RF. É mais provável que núcleos em fluxo rápido passem para o corte seguinte quando o pulso de RF é aplicado do que núcleos em fluxo lento. Portanto, o fenômeno do corte de entrada é reduzido à medida que a velocidade do fluxo diminui
- *Sentido do fluxo*. O sentido do fluxo é, provavelmente, o fator mais importante na determinação da magnitude do fenômeno do corte de entrada. Fluxo no mesmo sentido da seleção de corte é denominado **fluxo de corrente**. Fluxo no sentido oposto à seleção do corte é denominado **fluxo contracorrente**
  - *Fluxo de corrente*. Os núcleos em movimento fluem no mesmo sentido da seleção do corte. É mais provável que os núcleos recebam repetidos pulsos de excitação de RF enquanto se movem de um corte para o seguinte. Portanto, eles se tornam saturados relativamente rápido e, conseqüentemente, o fenômeno do corte de entrada é rapidamente reduzido
  - *Fluxo contracorrente*. Os núcleos em movimento fluem no sentido oposto à excitação do corte. Os núcleos em movimento permanecem não saturados porque quando entram em um corte é menos provável que tenham recebido pulsos de excitação anteriores. O fenômeno do corte de entrada não é rapidamente reduzido e ainda existe no interior da “pilha” de cortes (Figura 6.5).

## Resumo

O fenômeno do corte de entrada é maior:

- no primeiro corte da pilha
- quando se utiliza um TR longo
- em cortes finos
- com fluxo rápido
- em fluxo contracorrente.





**Figura 6.5** Fluxo de corrente e contracorrente.

## Saiba mais: o fenômeno do corte de entrada na prática clínica

Observe as Figuras 6.6 a 6.9, que representam quatro cortes axiais do abdome, prescritos e excitados da parte mais inferior até a mais superior. A Figura 6.6 representa o primeiro corte, a Figura 6.7 representa o segundo corte, a Figura 6.8 representa o terceiro corte e a Figura 6.9 representa o quarto corte na pilha de cortes. O corte 1 foi o primeiro a ser obtido e o corte 4, o último, naquela aquisição.

Observe nas imagens a intensidade do sinal da aorta e da veia cava inferior (VCI). Embora as duas contenham sangue e devam apresentar sinal de mesma intensidade em todos os cortes, fica claro que isso não acontece. No corte 1, a VCI tem alta intensidade de sinal e a aorta baixa intensidade de sinal. No corte 4, o contraste é oposto, isto é, a VCI se mostra escura e a aorta, brilhante. Além disso, a VCI é mais escura no corte 4 do que a aorta no corte 1.

Essa aparência se deve ao fenômeno do corte de entrada. No corte 1, os núcleos na VCI não estão saturados porque fazem o percurso para cima, vindos das pernas, e não receberam um pulso de excitação anterior por não estarem posicionados na pilha de cortes. Portanto, no corte 1, esses núcleos recebem seu primeiro pulso de RF e retornam um sinal de alta intensidade, na medida em que seus momentos magnéticos se encontram principalmente na direção *spin-up* e não estão saturados. Os núcleos da aorta, contudo, estão saturados e retornam um sinal de baixa intensidade por terem sido excitados por pulso de RF enquanto faziam o percurso para baixo através da pilha de cortes durante a aquisição, e seus momentos magnéticos se encontram orientados principalmente na direção *spin-down*.

No corte 4, o efeito é oposto ao que acontece no corte 1. Os núcleos da aorta agora não estão saturados, uma vez que são provenientes da cabeça e braços e não receberam pulsos de RF anteriores. Portanto, no corte 4 esses núcleos recebem seu primeiro pulso de RF e retornam um sinal de alta intensidade, na medida em que seus momentos magnéticos se encontram principalmente na direção *spin-up*. Os núcleos da VCI, contudo, estão saturados pelos repetidos pulsos de RF, na medida em que fazem o percurso através da pilha de cortes durante a aquisição, e seus momentos magnéticos se encontram orientados principalmente na direção *spin-down*. Nos cortes 2 e 3, no entanto, esse efeito *inflow* é reduzido já que os núcleos de ambos os vasos já receberam pulsos de RF.

A VCI aparece mais escura no corte 4 do que a aorta no corte 1 porque o fluxo na VCI é a favor da corrente em relação à excitação do corte, enquanto o fluxo na aorta é contracorrente. Portanto, os núcleos na VCI recebem um número maior de pulsos de RF, pois viajam na mesma direção da excitação do corte do que os núcleos da aorta, que viajam na direção oposta à excitação do corte. Esse efeito é raramente observado na prática clínica devido ao emprego de técnicas de compensação de fluxo, como a pré-saturação espacial, que o elimina. Isso será discutido posteriormente.





**Figura 6.6** Imagem axial, ponderada em T1 do corte 1 (inferior).



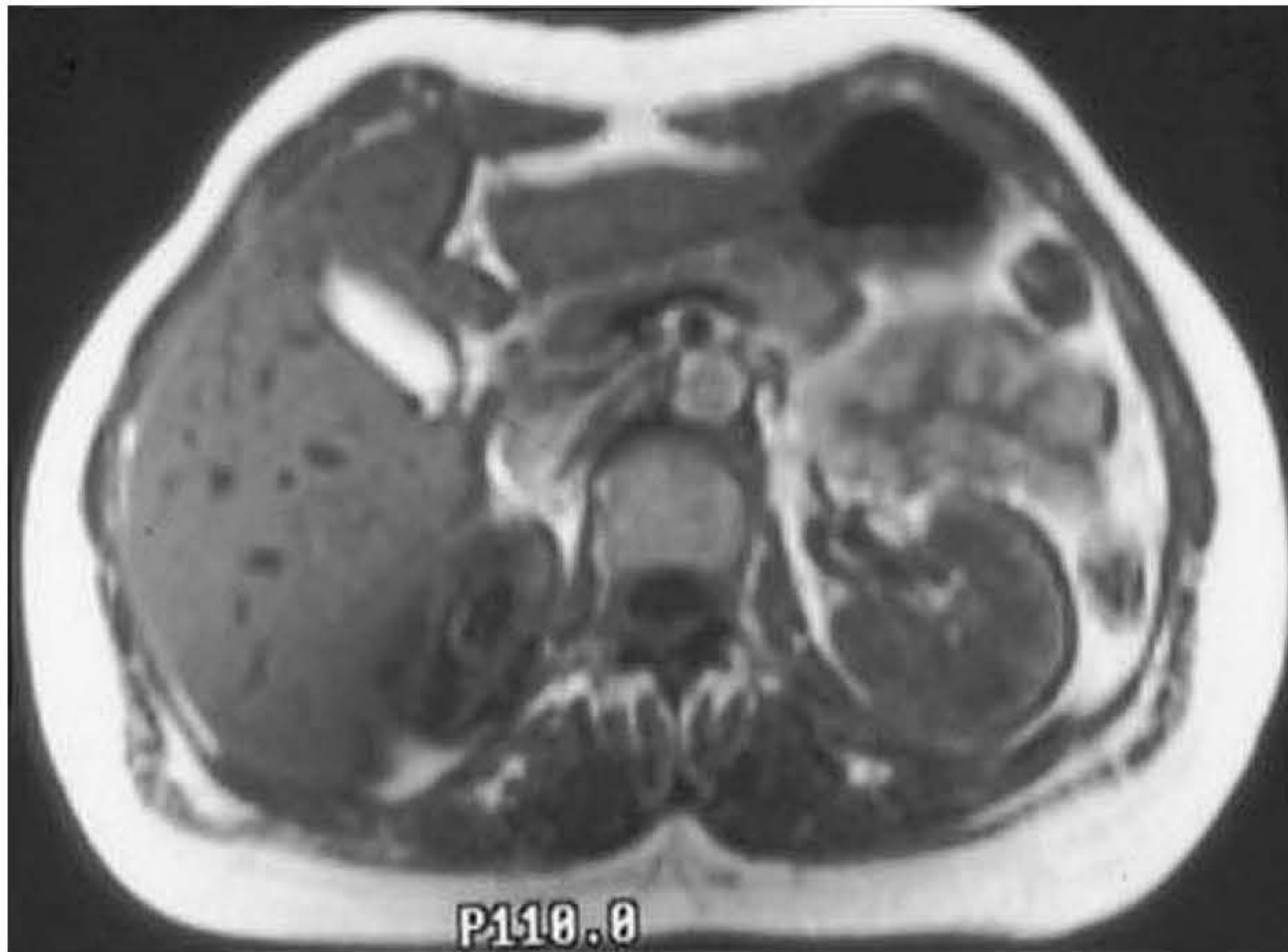
**Figura 6.7** Imagem axial, ponderada em T1 do corte 2.

## Defasagem intravoxel

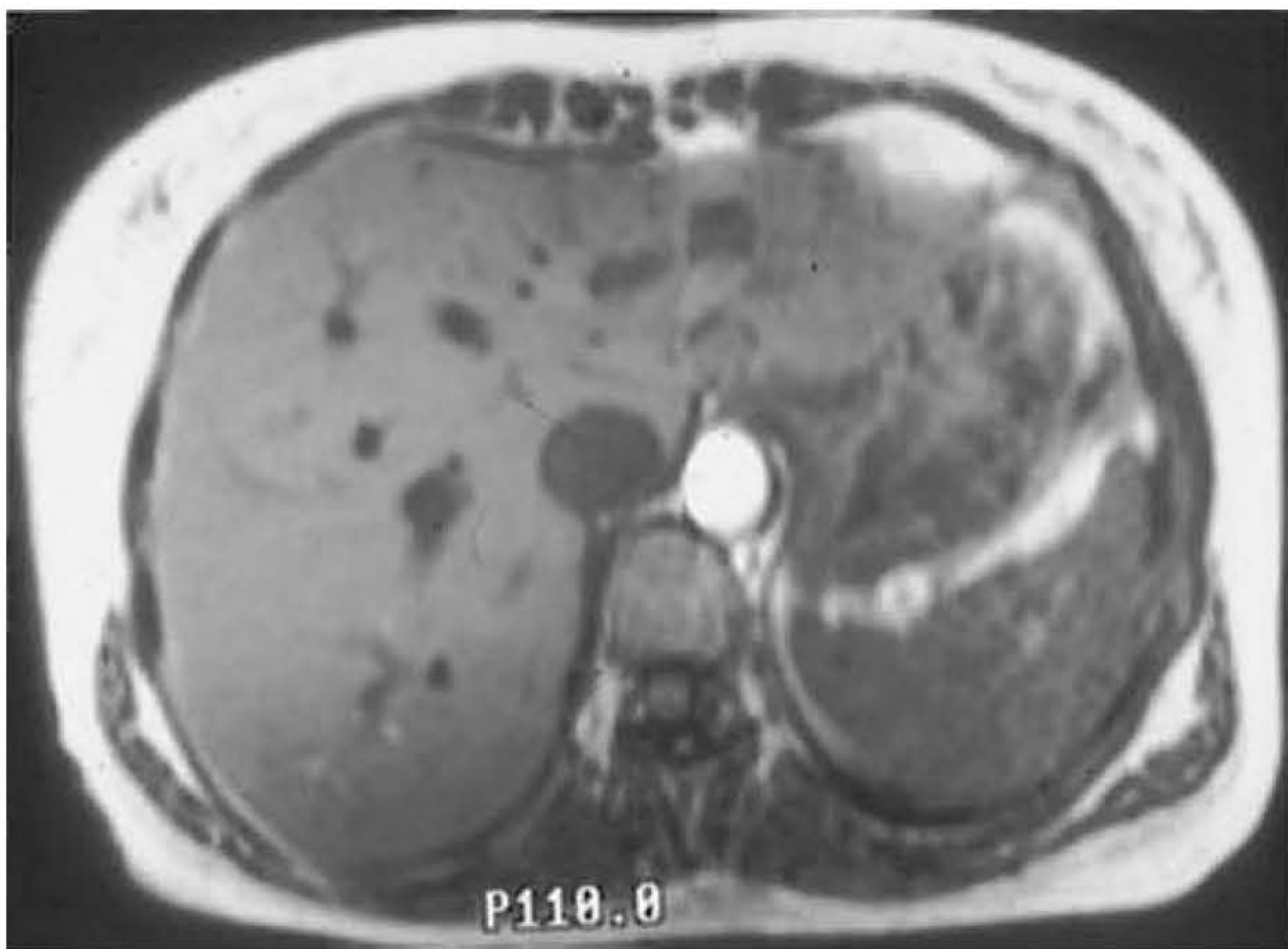


Gradientes alteram a potência do campo magnético, a frequência precessional e a fase dos núcleos. Núcleos que fluem ao longo do gradiente sofrem rápida aceleração ou desaceleração dependendo da direção do fluxo e da aplicação do gradiente. Portanto, núcleos em movimento podem ganhar fase (se sofrerem aceleração) ou perder fase (se sofrerem desaceleração) (*veja a analogia com o relógio, no Capítulo 1*).





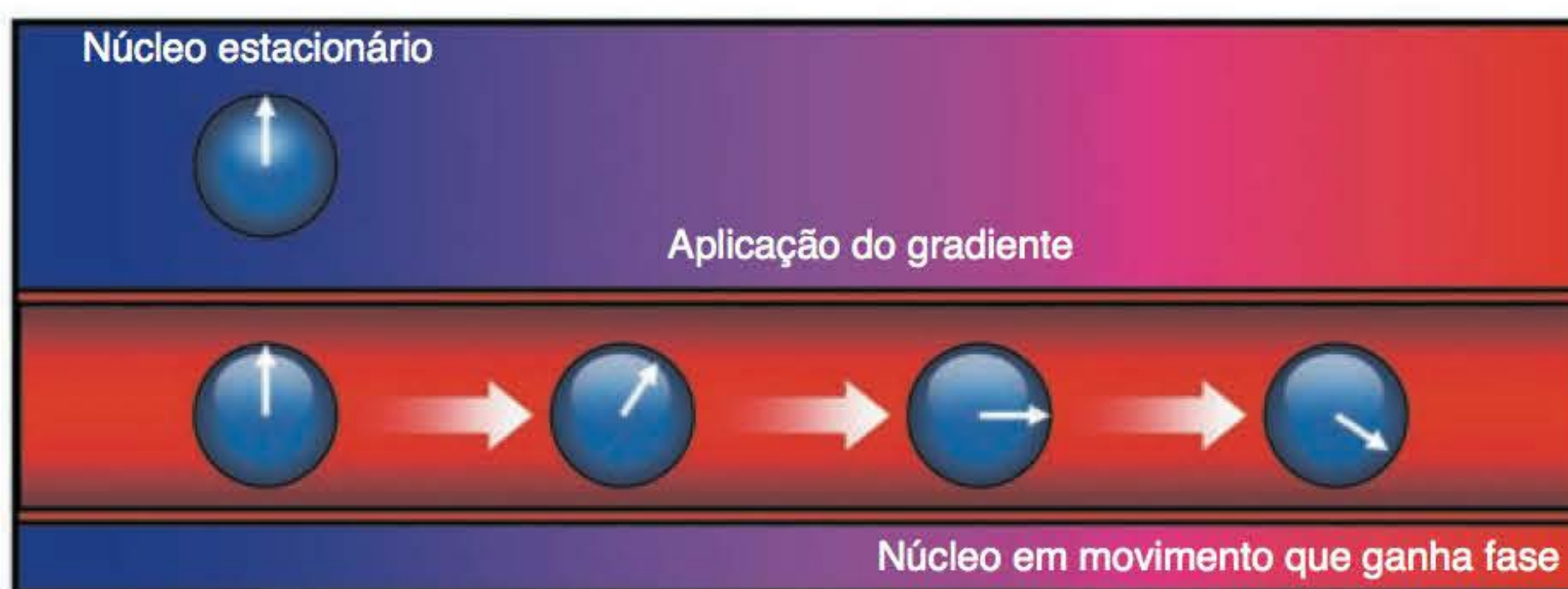
**Figura 6.8** Imagem axial, ponderada em T1 do corte 3.



**Figura 6.9** Imagem axial, ponderada em T1 do corte 4 (superior).

Se um núcleo em movimento estiver localizado na proximidade de um núcleo estacionário em um voxel, haverá uma diferença de fase entre eles. Isso acontece porque o núcleo em movimento ganhou ou perdeu fase em relação ao núcleo estacionário, devido ao movimento ao longo do gradiente. Portanto, núcleos dentro de um mesmo voxel estão fora de fase um em relação ao outro, que resulta na redução da amplitude total de sinal emitida pelo voxel. Isso é denominado **defasagem intravoxel** (Figura 6.10). A magnitude da defasagem intravoxel depende do grau de turbulência. Em fluxos turbulentos, os efeitos da defasagem intravoxel são irreversíveis. Em fluxos laminares, a defasagem intravoxel pode ser compensada sempre que a velocidade e a direção do fluxo sejam constantes.





**Figura 6.10** Defasagem intravoxel.

## Resumo

- O fluxo influencia a qualidade da imagem
- Os efeitos de tempo de voo produzem vazios de sinal ou realce
- Os efeitos do fenômeno do corte de entrada produzem uma intensidade diferente de sinal para núcleos em movimento
- A intensidade do sinal no lúmen do vaso também é afetada pelo mecanismo de fluxo.

## COMPENSAÇÃO PARA OS FENÔMENOS DE FLUXO

### Introdução

Núcleos em movimento produzem uma gama perturbadora de intensidades de sinal. Idealmente, isso exigiria uma compensação para que os efeitos adversos sobre a qualidade da imagem e sua interpretação pudessem ser minimizados. Existem diversos métodos para ajudar a reduzir os artefatos de fluxo, e é o que discutiremos agora. Essas técnicas também conseguem reduzir mapeamento incorreto de fase em fluxos com pulso, como o sangue e o líquido cefalorraquidiano. Isso será discutido em mais detalhes no Capítulo 7. Os métodos para redução de fenômenos de fluxo são:

- refasagem do eco par
- anulação do momento gradiente
- pré-saturação espacial.

### Refasagem do eco par

Se dois ou mais ecos forem produzidos em uma sequência *spin-eco*, a defasagem intravoxel pode ser reduzida fazendo-se a aquisição de cada segundo eco sucessivo (eco par) em um múltiplo do primeiro TE; por exemplo, dois ecos, primeiro TE 40 ms e segundo TE 80 ms. Isso funciona de acordo com o princípio de que núcleos em movimento que estão fora de fase no primeiro eco estão em fase no segundo, sempre que seja fornecida aos núcleos exatamente a mesma quantidade de tempo para a refasagem que lhes foi dada para defasar. Em outras palavras, se no primeiro eco de 40 ms eles se encontravam fora de fase, 40 ms mais tarde (aos 80 ms) estarão em fase novamente. Isso é denominado **refasagem do eco par** e pode ser empregado para reduzir artefatos em imagens ponderadas em T2.

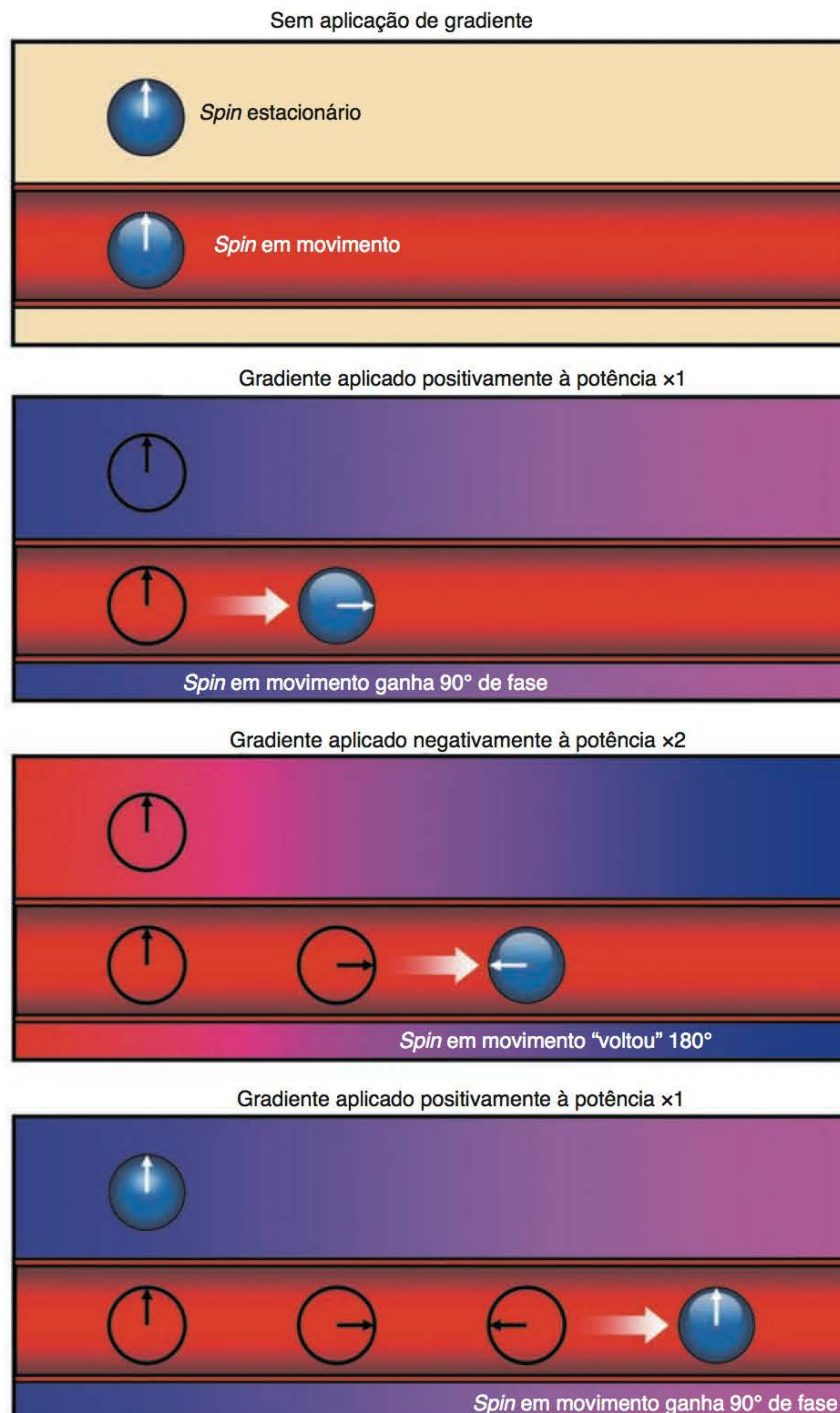
### Refasagem do momento gradiente (anulação)

A refasagem do momento gradiente compensa os valores alterados de fase dos núcleos em movimento ao longo do gradiente. Ela emprega gradientes adicionais para corrigir as fases alteradas de volta a seus valores originais e segue os mesmos princípios que o sistema de gradiente



balanceado utilizado para equilibrar sequências gradiente-eco (veja o Capítulo 5). Os núcleos em movimento não ganham ou perdem fase devido à presença do gradiente principal.

A refasagem do momento gradiente é realizada pelo gradiente de seleção de corte e/ou pelo gradiente de leitura (*readout*). O gradiente muda sua polaridade de positiva para duplo negativa e depois para positiva novamente. Um núcleo em movimento fluindo ao longo desses gradientes experimenta diferentes potências de campo magnético, e sua fase se altera de acordo com isso. A Figura 6.11 mostra o que acontece; um *spin* em movimento ganha  $90^\circ$  de fase à medida que



**Figura 6.11** Refasagem do momento gradiente (anulação).



passa ao longo do primeiro lobo positivo de gradiente e depois perde  $180^\circ$  de fase à medida que passa pelo lobo duplamente negativo do gradiente. Sua mudança de fase nesse estágio é a de que perdeu  $90^\circ$  de fase. Como passa depois pelo último lobo positivo do gradiente, isto é corrigido de modo que a alteração efetiva de fase é essencialmente zero.

A refasagem do momento gradiente reduz predominantemente a defasagem intravoxel. À medida que os deslocamentos (*shifts*) de fase dos núcleos em movimento são corrigidos, os artefatos de movimento de fluxo são reduzidos. Na Figura 6.12 pode ser claramente observado o artefato fantasma (*ghosting*) da aorta. Isso foi removido na Figura 6.13, onde houve aplicação de refasagem do momento gradiente.

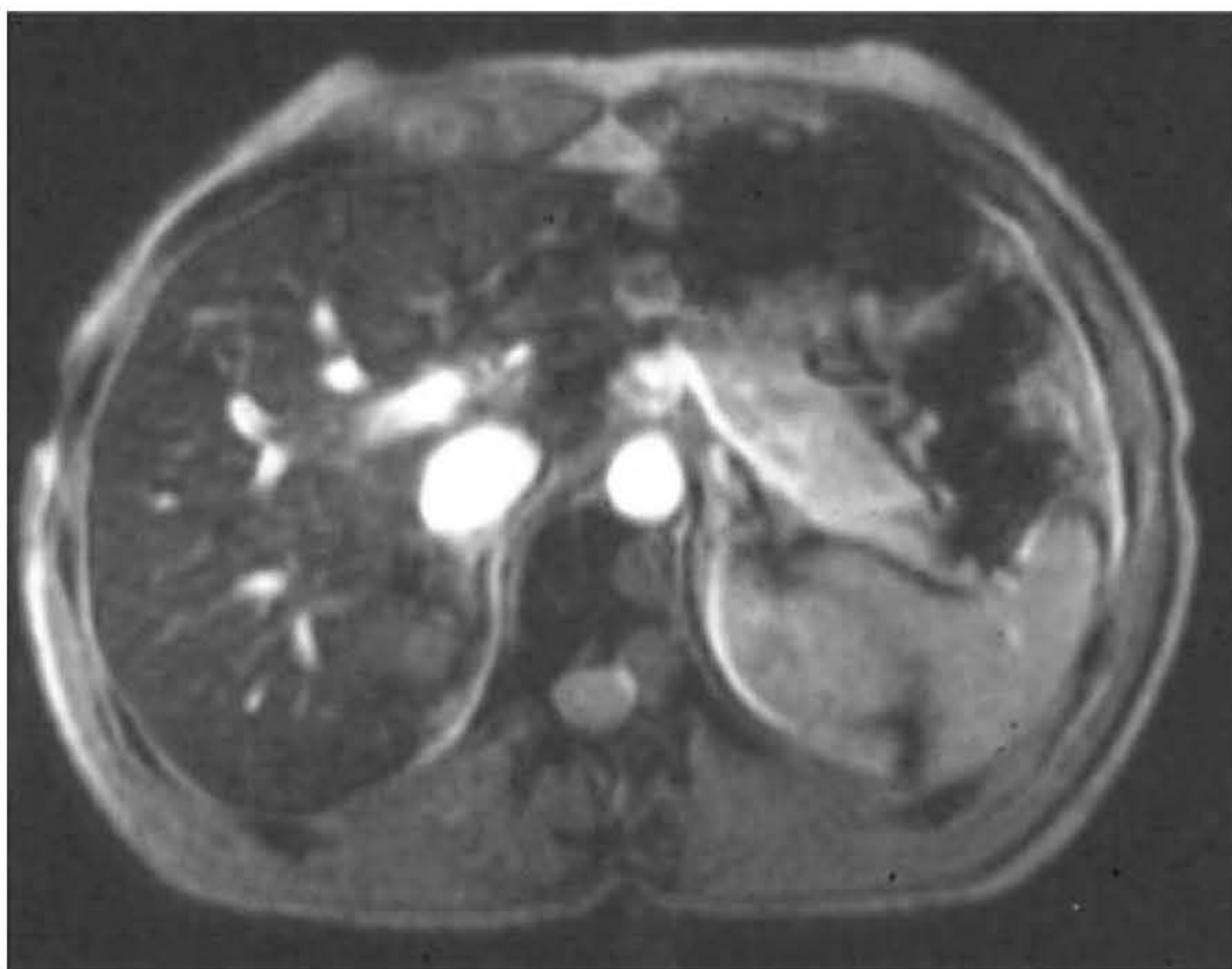
176

A refasagem do momento gradiente assume velocidade e direção constantes ao longo do gradiente a qualquer tempo dado. É mais efetiva em fluxos laminares lentos e, portanto, é frequentemente denominada **compensação de movimento de primeira ordem**. Um fluxo pulsátil não é estritamente constante, por isso a refasagem do momento gradiente costuma ser mais efetiva nos fluxos venosos do que em fluxos arteriais. Também é menos efetiva em fluxos turbulentos e rápidos perpendiculares ao corte.

Como a refasagem do momento gradiente utiliza gradientes adicionais, ela aumenta o TE mínimo. Se o sistema for forçado a realizar tarefas extras de gradiente, o intervalo de tempo será maior até que esteja pronto para fazer a leitura do eco. Como resultado, menos cortes estarão disponíveis para um dado TR, ou o TR, e consequentemente o tempo de exame, terá que ser automaticamente aumentado para a aquisição dos cortes selecionados.

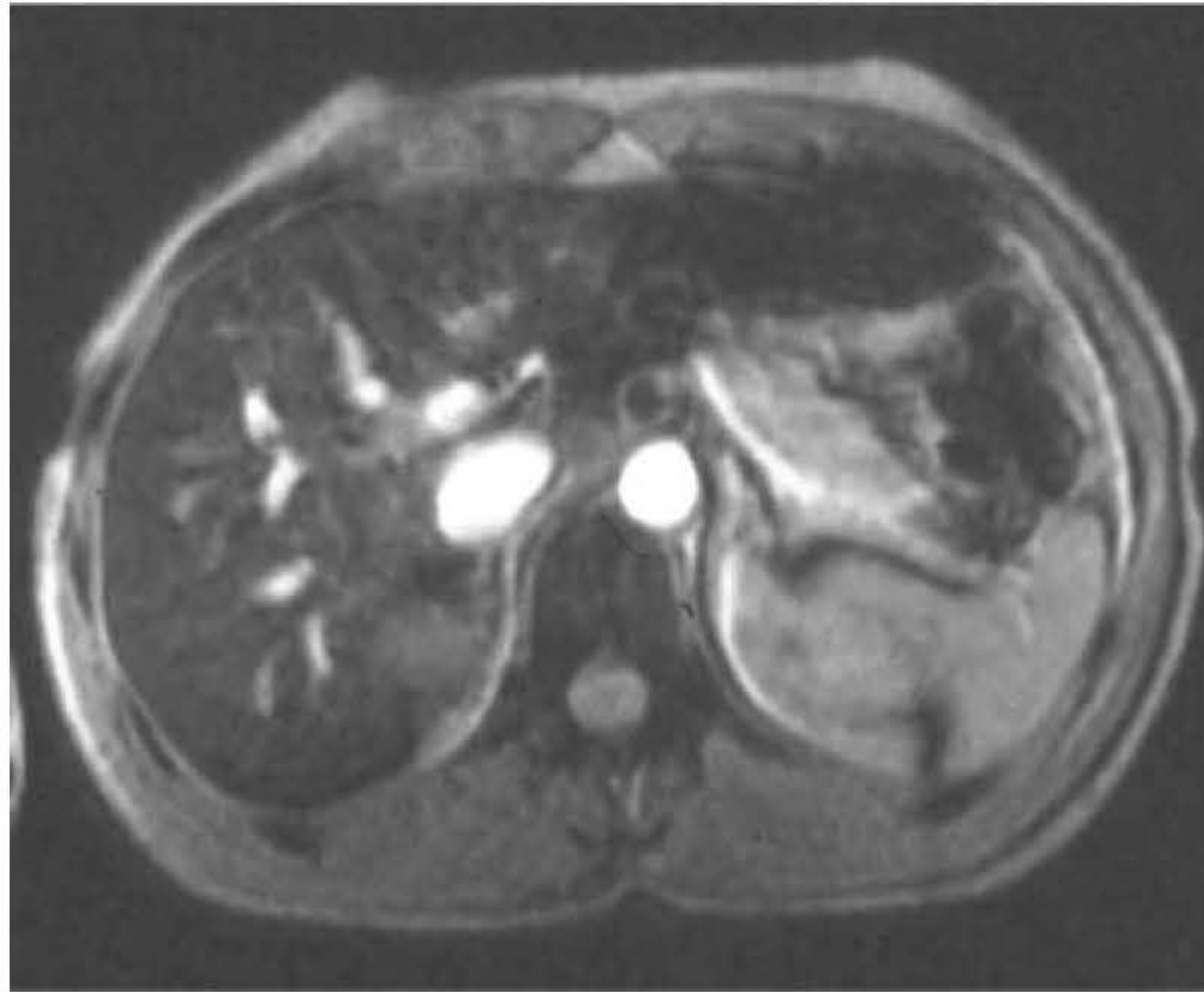
## Pré-saturação espacial

Os pulsos de pré-saturação espacial anulam o sinal dos núcleos em movimento de maneira que os efeitos dos fenômenos de entrada de corte e de tempo de voo são minimizados. A pré-saturação espacial aplica um pulso de RF de  $90^\circ$  a um volume de tecido fora do FOV. Qualquer núcleo em movimento no volume recebe o pulso de  $90^\circ$ . Quando o núcleo entra na pilha de cortes, ele recebe um pulso de excitação e é saturado. Se estiver totalmente saturado a  $180^\circ$ , ele não tem componente transversal de magnetização e produz um vazio de sinal (Figura 6.14).

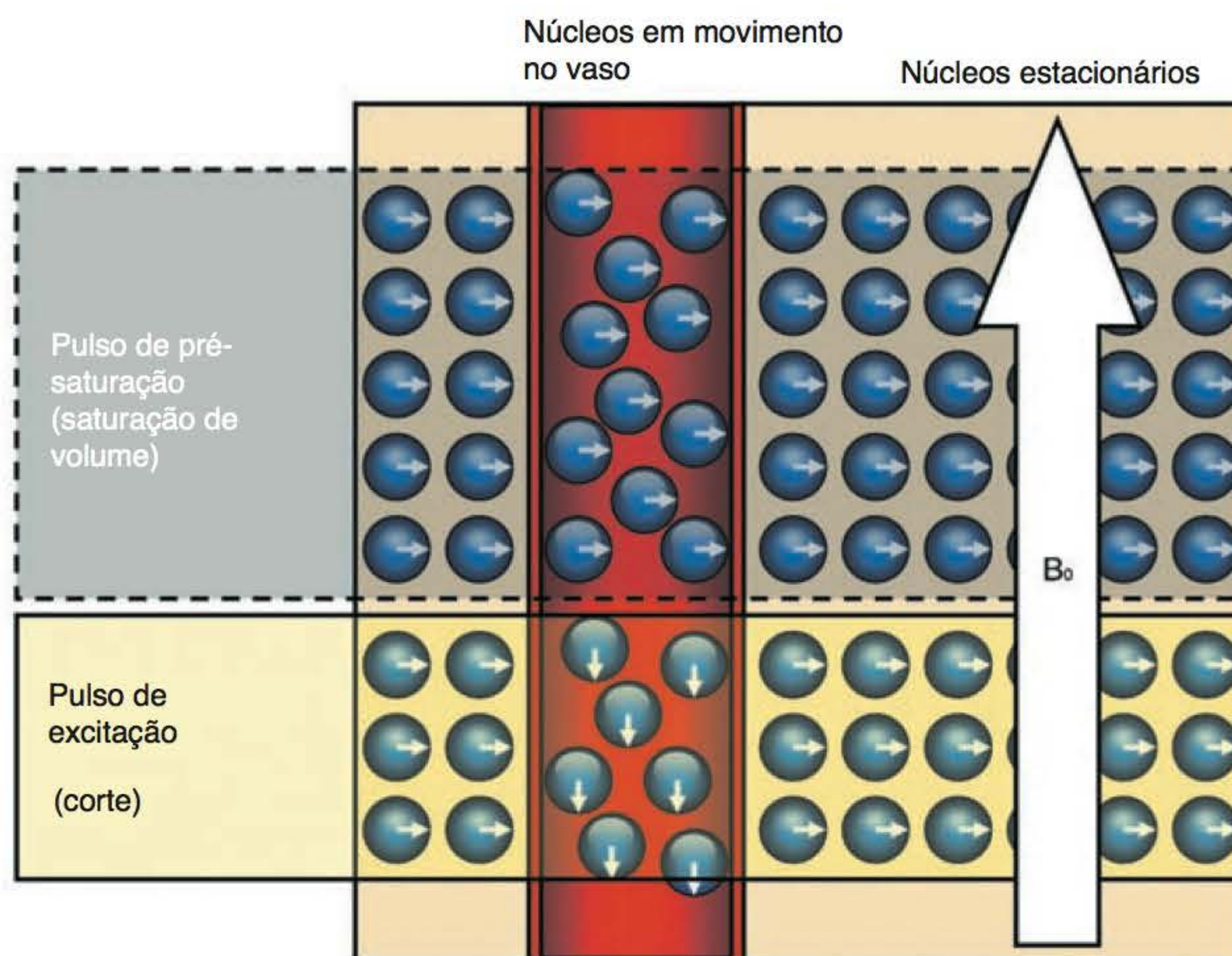


**Figura 6.12** Imagem axial do abdome em sequência gradiente-eco coerente, ponderada em  $T2^*$ , mostrando um artefato de fluxo na aorta. Não foi empregada refasagem do momento gradiente.





**Figura 6.13** Imagem axial do abdome em sequência gradiente-eco coerente, ponderada em  $T2^*$  com refasagem do momento gradiente. O artefato foi em grande parte eliminado.



**Figura 6.14** Pré-saturação espacial.

Para serem efetivos, os pulsos de pré-saturação devem ser colocados entre o fluxo e a pilha de cortes para que seja anulado o sinal dos núcleos em movimento entrando no FOV. Em imagens sagitais e axiais, os pulsos de pré-saturação geralmente são colocados acima e abaixo do FOV, para que o fluxo arterial proveniente de cima e o fluxo venoso vindo de baixo sejam saturados. O emprego de pulsos de pré-saturação de direita e esquerda algumas vezes pode ajudar na aquisição de imagens no plano coronal (especialmente do tórax), para saturar o fluxo dos vasos subclávios.

Os pulsos de pré-saturação espacial também podem ser trazidos para o próprio FOV. Isso permite que as áreas que produzem artefatos (como a aorta) sejam pré-saturadas, para que



seja reduzido o mapeamento incorreto de fase (*veja* o Capítulo 7). Os pulsos de pré-saturação somente apresentam utilidade quando aplicados a tecidos. Se aplicados no ar, não são efetivos. Eles aumentam a RF que é aplicada ao paciente, o que pode aumentar os efeitos de calor (*veja* o Capítulo 10). Os pulsos de pré-saturação também podem reduzir o número de cortes disponíveis e, portanto, devem ser empregados adequadamente.

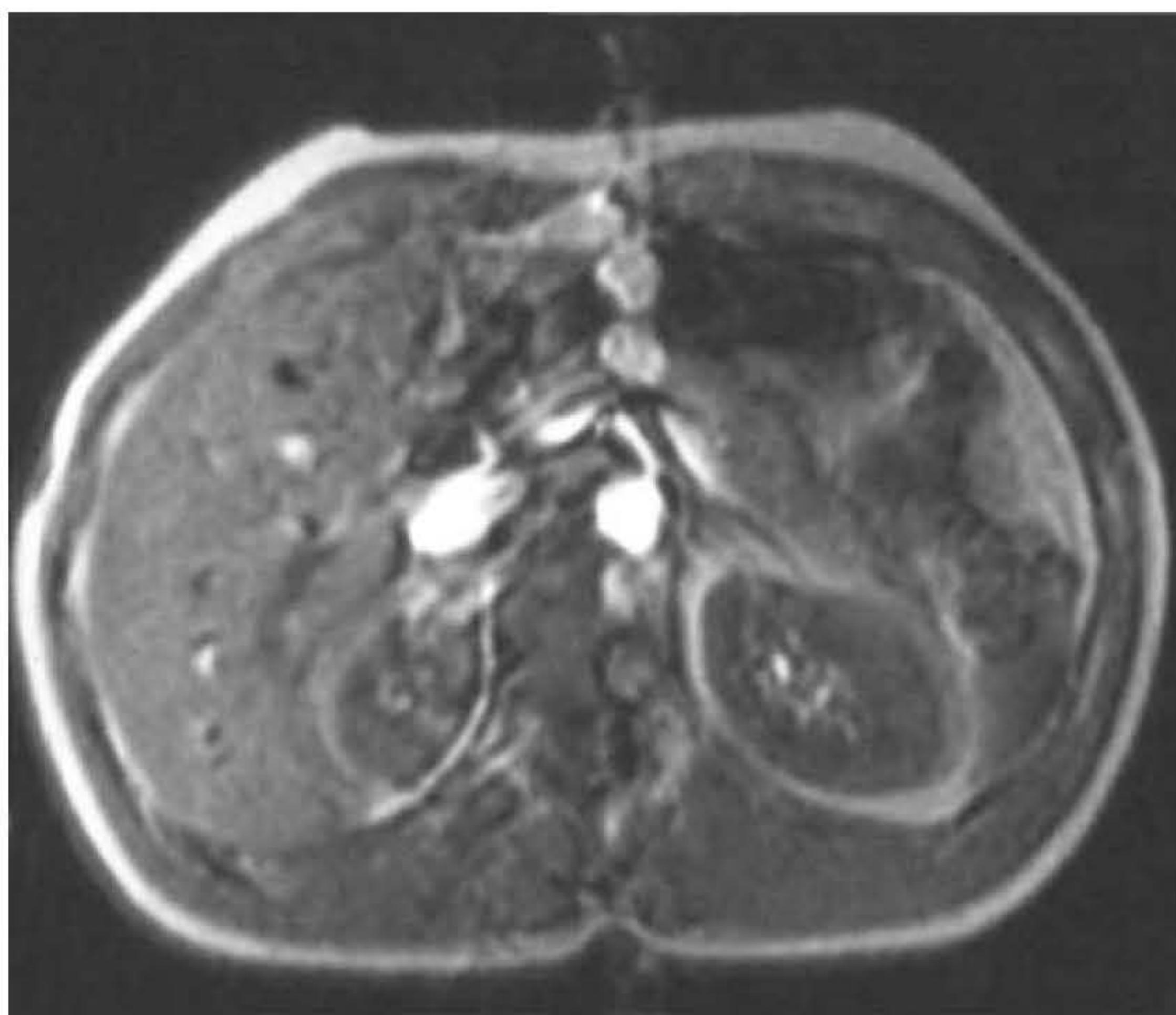
Os pulsos de pré-saturação somente são efetivos se os núcleos em movimento receberem um pulso de pré-saturação de  $90^\circ$ . Os pulsos são aplicados ao redor de cada corte pouco antes do pulso de excitação. Portanto, o TR e o número de cortes determinam o intervalo entre a aplicação de cada pulso de pré-saturação. Para otimizar a pré-saturação, use todos os cortes permitidos a um determinado TR. Como a pré-saturação produz vazão de sinal, geralmente é empregada em imagens ponderadas em T1 e por densidade protônica, nas quais os fluidos (tanto o sangue quanto o líquido cerebrospinal) são escuros de toda maneira. As Figuras 6.15 e 6.16 mostram imagens axiais do abdome em sequência gradiente-eco ponderada em T1 com e sem a pré-saturação. O artefato fantasma da aorta observado na Figura 6.15 é, em grande parte, eliminado pelo emprego de pulsos de pré-saturação espacial, como mostra a Figura 6.16. Observe também que a intensidade do sinal da aorta é reduzida pelo uso da pré-saturação.

A pré-saturação anula o sinal e pode, por conseguinte, ser especificamente utilizada para eliminação de determinados sinais. As principais aplicações são:

- pré-saturação química
- recuperação de inversão espacial (SPIR).

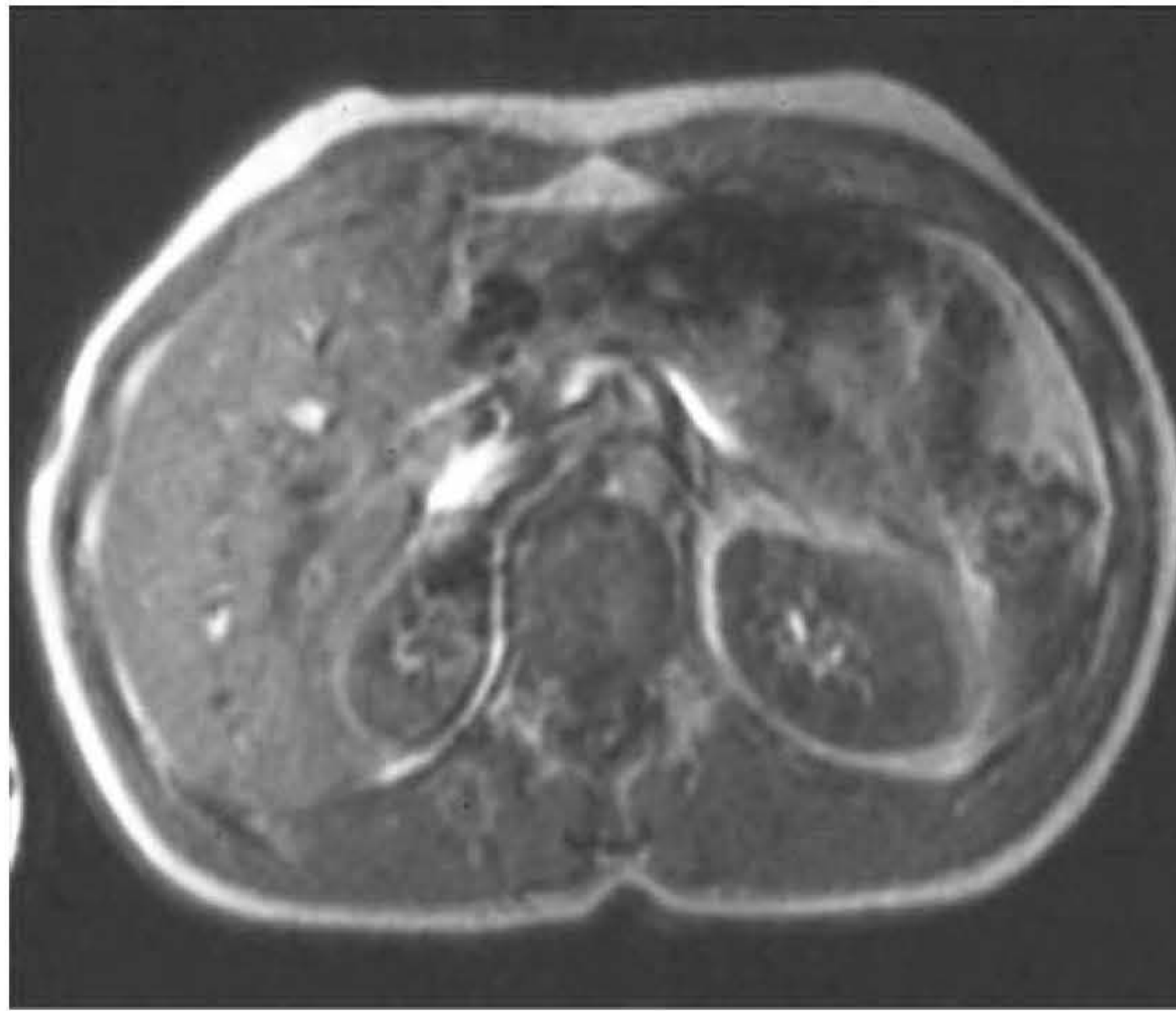
## Pré-saturação química

O hidrogênio existe em diferentes ambientes químicos do organismo, principalmente nas moléculas de gordura e água (*veja* o Capítulo 2). A frequência precessional da gordura é um pouco diferente daquela da água. À medida que aumenta a potência do campo magnético principal, a diferença nas frequências também aumenta. Por exemplo, para uma potência de 1,5 T, a frequência precessional entre a gordura e a água é de aproximadamente 220 Hz, quer dizer, a gordura precessa 220 Hz mais baixo que a água. Na potência de 1 T, a diferença é reduzida para



**Figura 6.15** Imagem axial do abdome em sequência gradiente-eco coerente, ponderada em T2\*, mostrando um artefato de fluxo na aorta. Não foi empregada pré-saturação espacial.





**Figura 6.16** Imagem axial do abdome em sequência gradiente-eco coerente, ponderada em T2\*, empregando pré-saturação espacial nas partes inferior e superior do corte. O artefato foi em grande parte eliminado e o sinal do vaso, anulado.

147 Hz. A diferença na frequência precessional entre a gordura e a água é denominada **deslocamento químico** (*chemical shift*), que pode ser empregado para anular especificamente o sinal ou da gordura ou da água. Essa é uma técnica importante para estabelecer as diferenças entre patologia (que se constitui principalmente de água) e tecido normal (que frequentemente contém gordura). Para saturar ou anular o sinal da gordura ou da água, a diferença de frequência precessional entre ambas tem de ser grande o suficiente para que possam ser isoladas uma da outra. Portanto, a saturação da gordura ou da água é alcançada mais efetivamente em sistemas com campos magnéticos de alta potência.

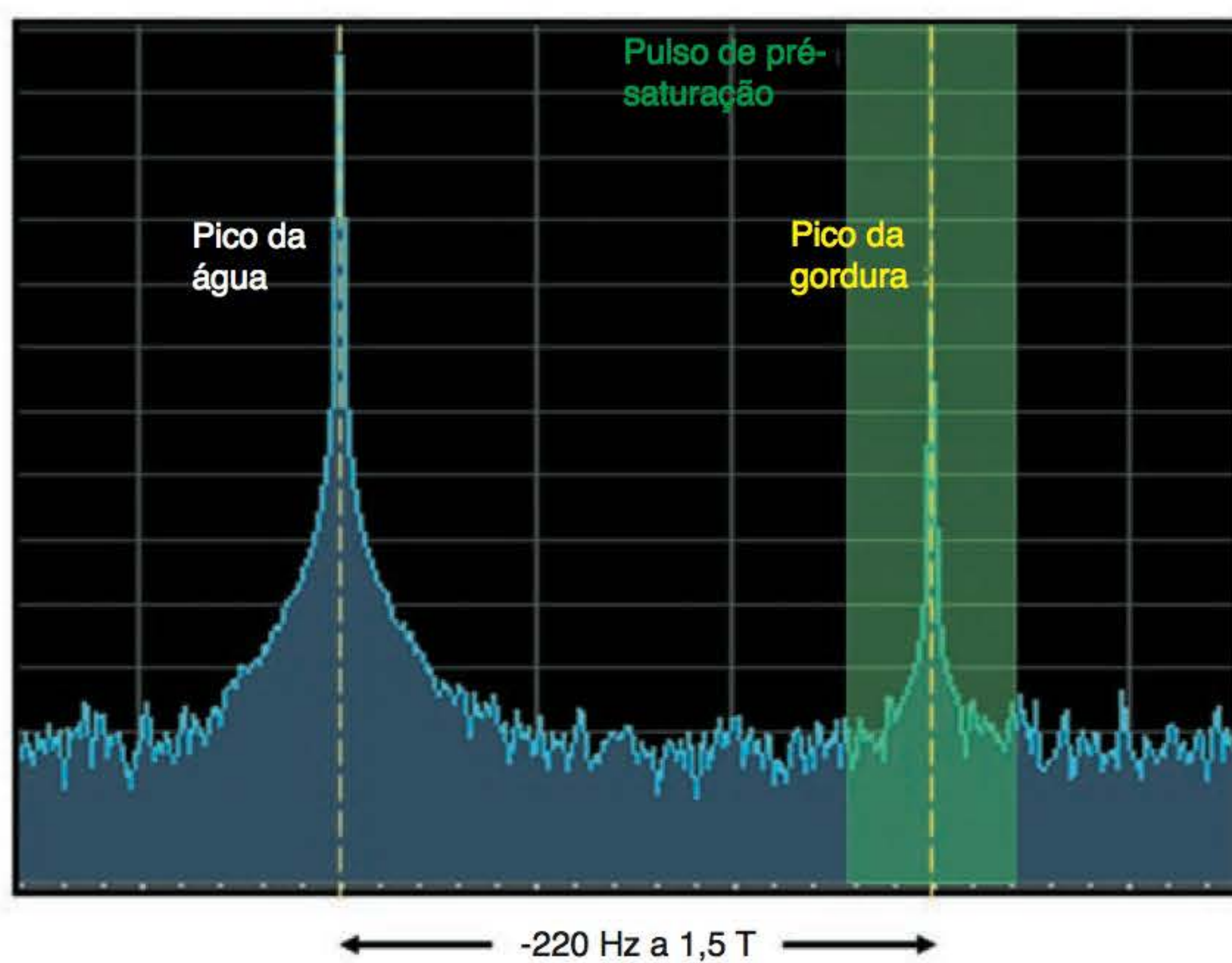
## Saturação da gordura

Para saturar o sinal da gordura, deve-se aplicar um pulso de pré-saturação de  $90^\circ$  na mesma frequência precessional da gordura a todo o FOV (Figura 6.17). O pulso de excitação de RF é, então, aplicado aos cortes e os momentos magnéticos dos núcleos de gordura se inclinam em saturação. Se forem inclinados a  $180^\circ$ , eles não têm componente de magnetização transversal e produzem um vazio de sinal. Os núcleos de água, no entanto, são excitados, entram em refasagem e produzem sinal. As Figuras 6.18 e 6.19 comparam imagens axiais da glândula parótida, ponderadas em T2, com e sem pré-saturação de gordura. O uso da pré-saturação da gordura aumentou a CNR entre a lesão e o tecido normal, uma vez que os componentes lipídicos na base do crânio foram anulados.

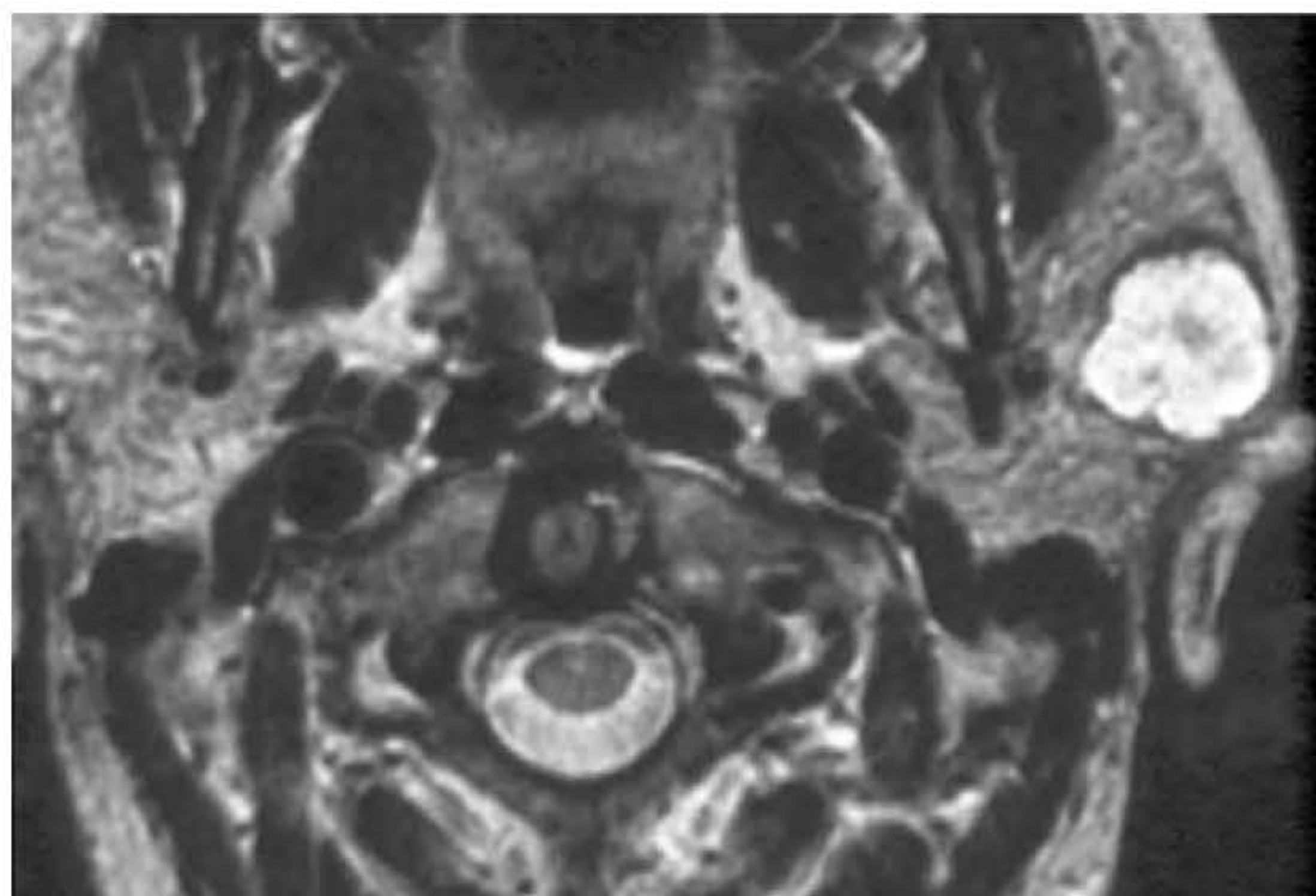
## Saturação da água

Para saturar o sinal da água é preciso aplicar a todo o FOV um pulso de pré-saturação na mesma frequência precessional da água (Figura 6.20). O pulso de excitação de RF é, então, aplicado aos cortes e os momentos magnéticos dos núcleos de água se inclinam em saturação. Se forem inclinados a  $180^\circ$ , eles não terão componente de magnetização transversal e produzirão um vazio de sinal. Os núcleos de gordura, no entanto, são excitados, entram em refasagem e produ-

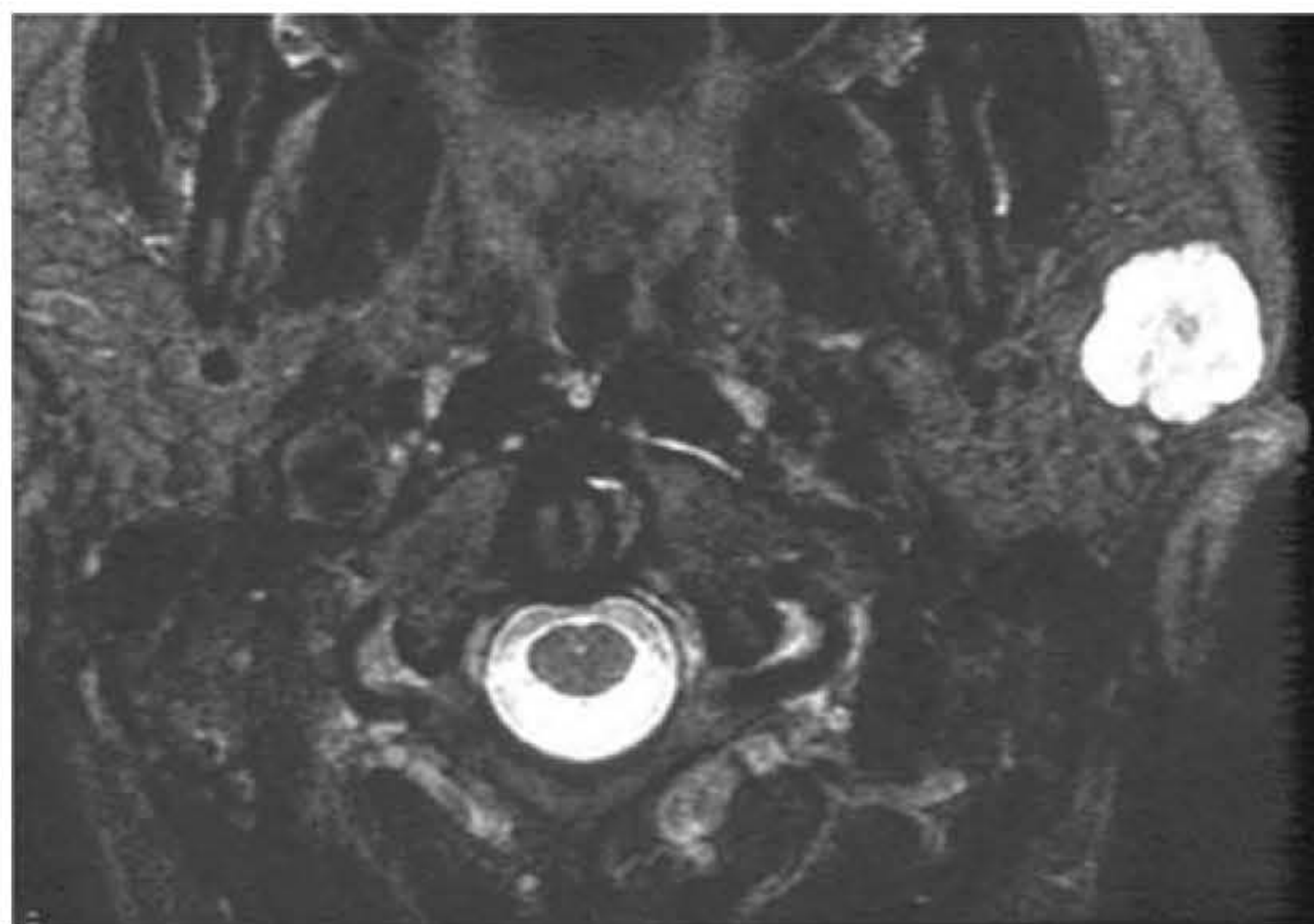




**Figura 6.17** Saturação da gordura.

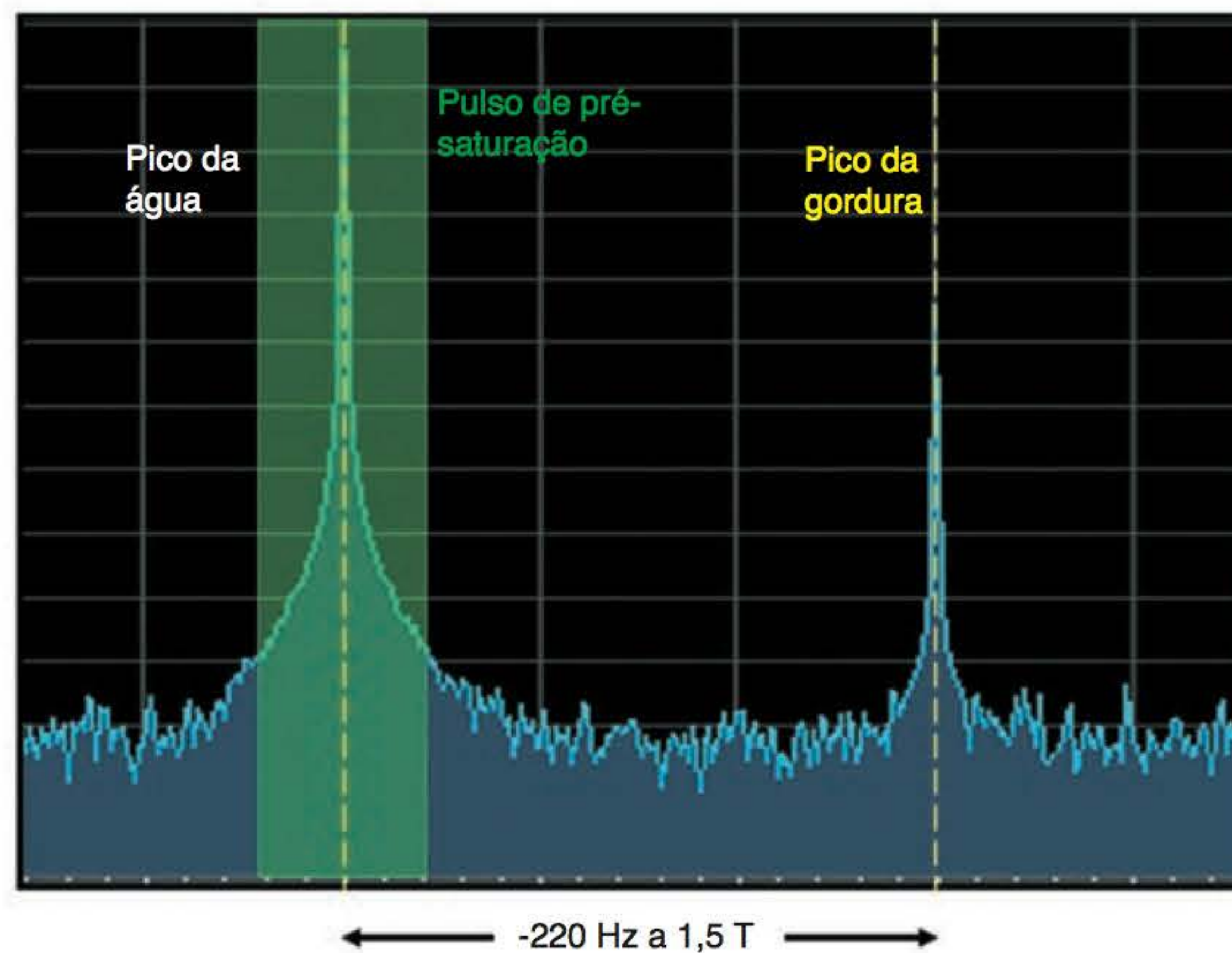


**Figura 6.18** Imagem axial FSE ponderada em T2 sem saturação de gordura.



**Figura 6.19** Imagem axial ponderada em T2 com saturação de gordura.

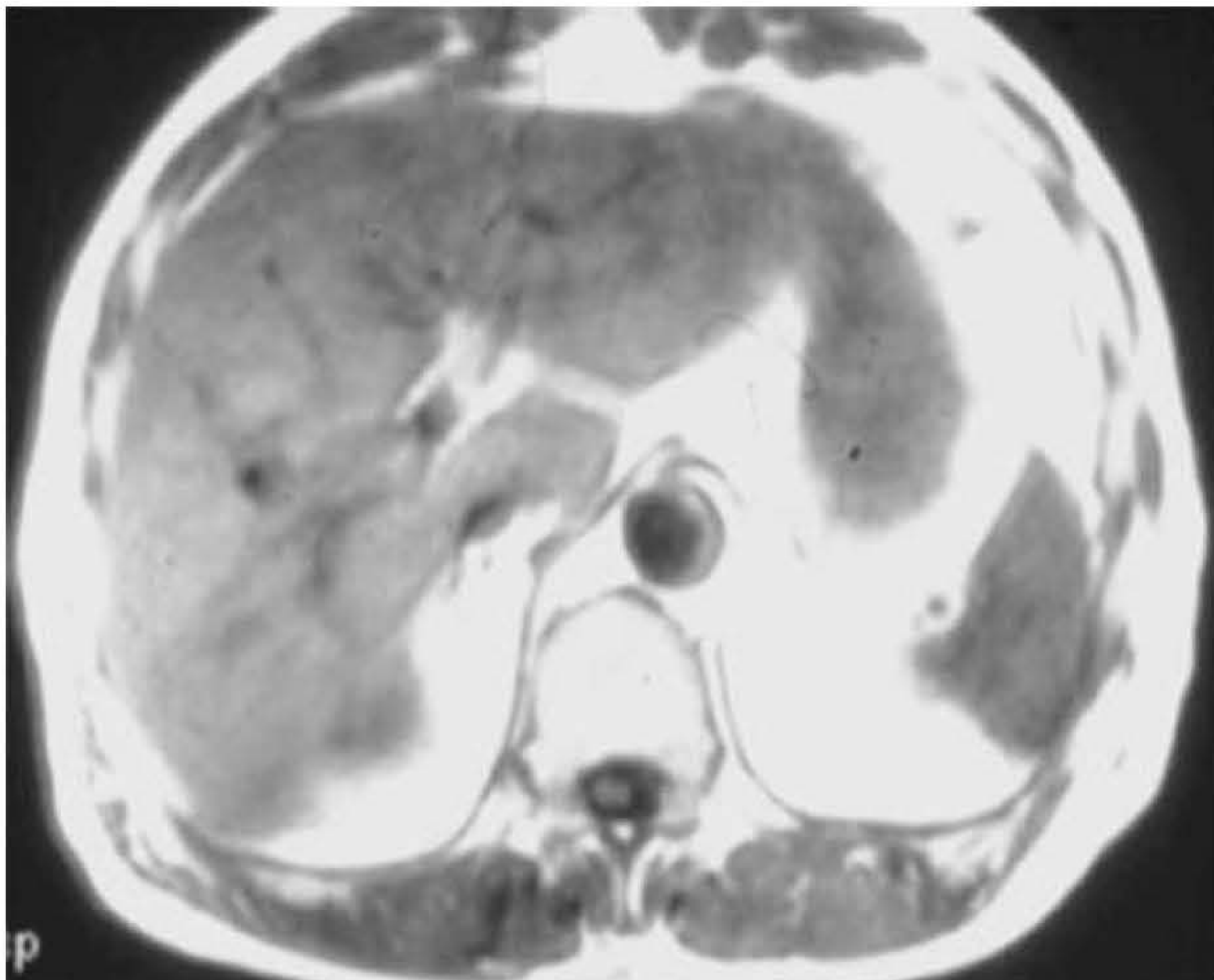




**Figura 6.20** Saturação da água.

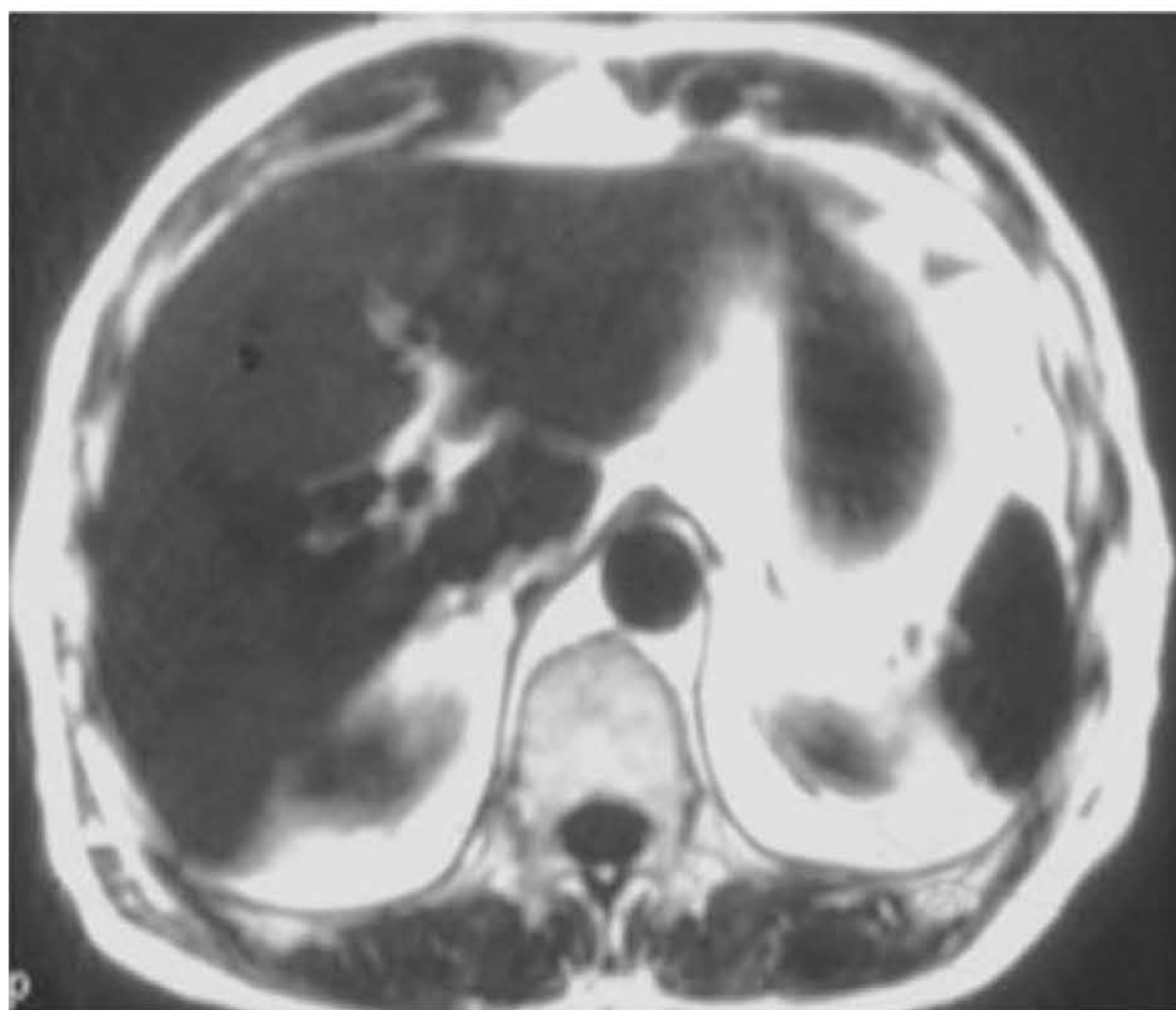
zem sinal. As Figuras 6.21 e 6.22 comparam imagens axiais do fígado, ponderadas em T2, com e sem pré-saturação da água. Qualquer lesão lipídica no fígado será mais bem observada após a saturação da água, uma vez que o sinal normal do fígado foi anulado.

Para ser utilizada efetivamente, deve haver uma distribuição uniforme de água e gordura por todo o FOV. O pulso de RF de pré-saturação é transmitido na mesma frequência e igualmente por todo o FOV, de maneira que uma área particularmente densa de gordura receba a mesma energia de pré-saturação que uma área com pouca gordura. Nessa circunstância, a saturação da gordura é menos efetiva. Além disso, os gradientes aplicados para a codificação espacial variam a frequência através do corte ou do volume de imagem. Portanto, a melhor saturação ocorre no



**Figura 6.21** Imagem axial ponderada em T1 sem saturação de água.





**Figura 6.22** Imagem axial ponderada em T1 com saturação de água.

centro do corte ou na parte central de uma aquisição por volume. A pré-saturação da gordura e da água aplica pulsos de RF adicionais ao corpo do paciente e, portanto, reduz o número de cortes disponíveis em um determinado TR.

Os pulsos de pré-saturação são aplicados ao FOV antes da excitação de cada corte. O intervalo entre os pulsos de pré-saturação é denominado **SAT-TR** e é igual ao tempo TR do exame dividido pelo número de cortes. Se o SAT-TR for mais longo que os tempos T1 da gordura e da água, os momentos magnéticos da gordura ou da água podem não ser saturados, uma vez que tiveram tempo de se recuperar antes da aplicação de cada pulso de pré-saturação. Para evitar que isso aconteça, prescreva sempre o maior número possível de cortes disponíveis para um determinado TR, de modo que o SAT-TR seja reduzido ao mínimo.

Qualquer tecido pode ter o sinal anulado dessa maneira, desde que um pulso de RF equivalente a sua frequência de precessão seja aplicado ao volume de imagem antes da excitação. Por exemplo, o silicone pode ser saturado para anular seu sinal na aquisição de imagens das mamas. Essa é uma técnica muito útil para detecção de ruptura de implantes. A pré-saturação espacial também é útil para reduzir artefatos, como mapeamento incorreto de fase e *aliasing* (veja o Capítulo 7).

## Recuperação de inversão espacial SPIR (*spatial inversion recovery*)

Nesta técnica um pulso de RF na mesma frequência precessional da gordura é aplicado ao volume de aquisição de imagem, porém, diferentemente da pré-saturação química, esse pulso tem magnitude de  $180^\circ$ . Assim, os momentos magnéticos da gordura são totalmente invertidos na direção do eixo  $-Z$ . Depois de um tempo T1, que corresponde ao ponto nulo da gordura, é aplicado um pulso de excitação de  $90^\circ$ . Como nesse momento a gordura não tem magnetização longitudinal, o pulso de excitação não produz magnetização transversal na gordura. E, desse modo, o sinal da gordura é anulado (Figuras 6.23 e 6.24).

Portanto, essa técnica combina a saturação da gordura e mecanismos de inversão similares a sequências STIR (veja o Capítulo 5) para eliminar o sinal da gordura. Entretanto, apresenta





**Figura 6.23** Imagem sagital da pelve, FSE, ponderada em T2.



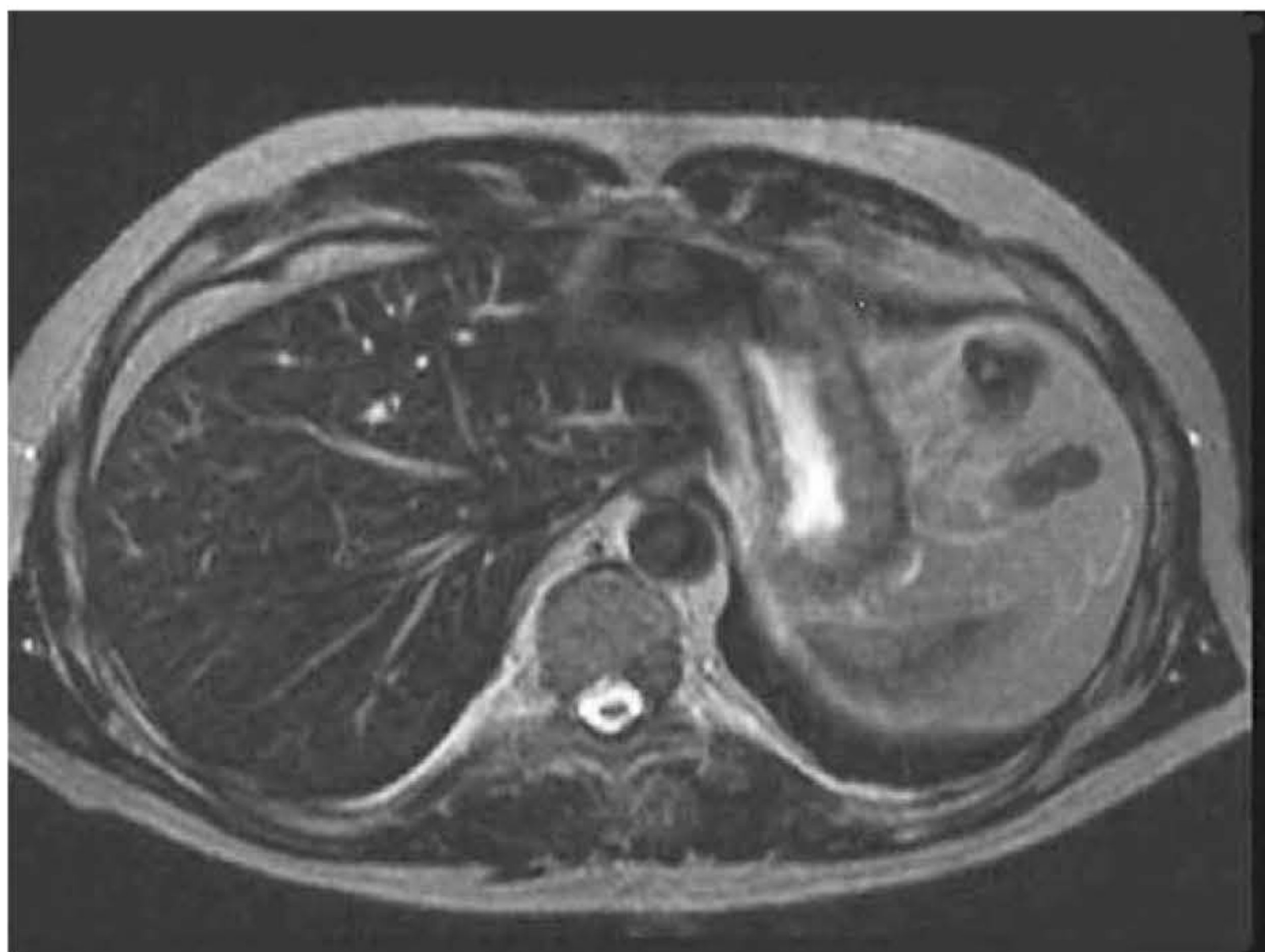
**Figura 6.24** Imagem sagital da pelve, FSE, ponderada em T2 com SPIR. A gordura foi suprimida.

diversas vantagens sobre os outros dois métodos. A saturação química é muito dependente da homogeneidade do campo magnético principal, uma vez que exige que a frequência precessional da gordura seja a mesma sobre todo o volume de imagem. SPIR é muito menos suscetível ao campo porque a anulação também ocorre pela seleção de um tempo de inversão correspondente ao ponto nulo da gordura. Isso depende do tempo T1 de recuperação da gordura mais do que de sua frequência precessional, e os tempos de relaxamento não são afetados por pequenas alte-

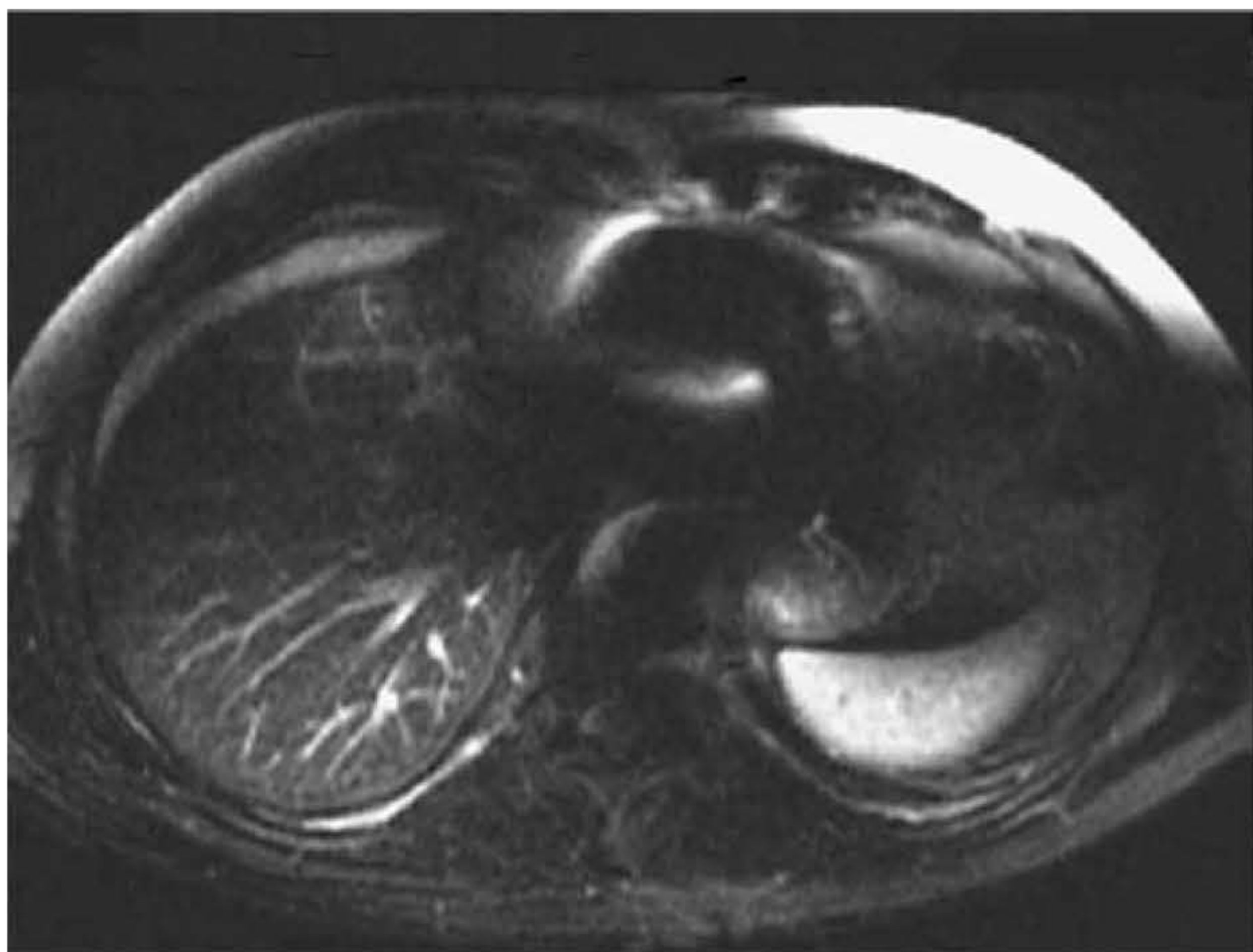


rações na homogeneidade do campo. Contudo, como as sequências STIR se apoiam totalmente nos tempos de recuperação T1 para anular o sinal, e não nas frequências de precessão, é menor a probabilidade de que sejam afetadas por heterogeneidades do que por métodos com saturação de gordura, como SPIR e saturação de gordura.

As Figuras 6.25 e 6.26 comparam uma aquisição STIR com uma imagem SPIR, o que mostra claramente a anulação mais uniforme do sinal da gordura na sequência STIR. No entanto, em sequências STIR, o sinal do gadolínio pode ser anulado juntamente com o da gordura, uma vez que o gadolínio encurta os tempos de recuperação T1 dos tecidos captando o contraste forne-



**Figura 6.25** Imagem axial STIR. A gordura foi suprimida de modo uniforme.



**Figura 6.26** Imagem axial STIR. A supressão irregular da gordura pode ser claramente observada devido a heterogeneidades de campo.



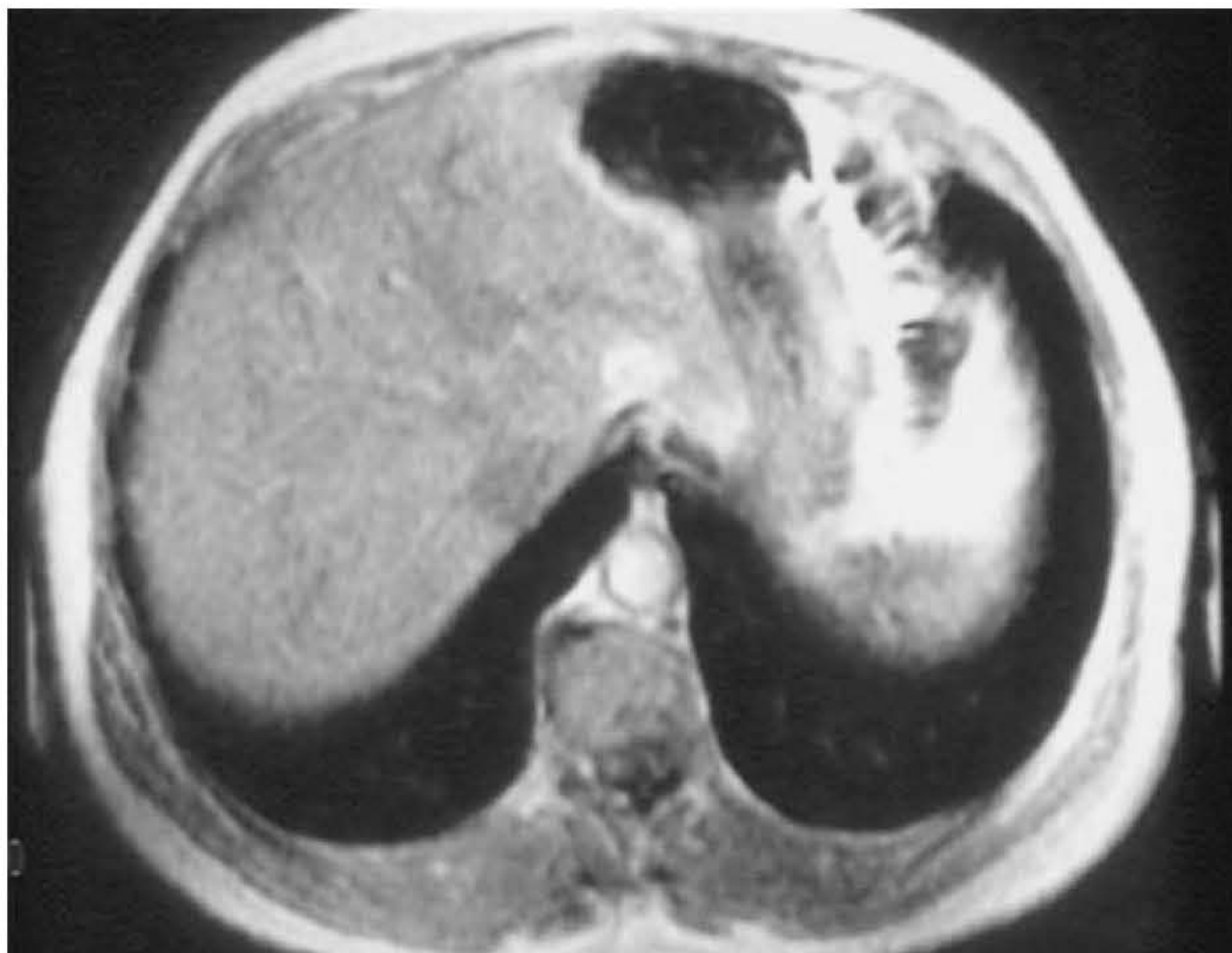
cido pela gordura (*veja* o Capítulo 11). As sequências STIR nunca são aplicadas após a administração de gadolínio. Nas sequências SPIR, no entanto, isso não acontece porque o sinal da gordura é seletivamente invertido e anulado, deixando o gadolínio intocado. Por conseguinte, as sequências SPIR são empregadas para anulação do sinal da gordura quando há administração de gadolínio.

## Saiba mais: técnicas de supressão

Já discutimos diversas maneiras de anular o sinal da gordura. A não ser que exista um lipoma (tumor de tecido adiposo), a gordura geralmente é considerada um tecido normal. Em sequências onde tanto a gordura quanto a água ou a gordura e o gadolínio retornam alto sinal, frequentemente é necessário anular o sinal da gordura para visualizar a água (que pode indicar patologia) com mais clareza. São exemplos as sequências TSE ponderadas em T2. Atualmente o sinal da gordura é anulado por:

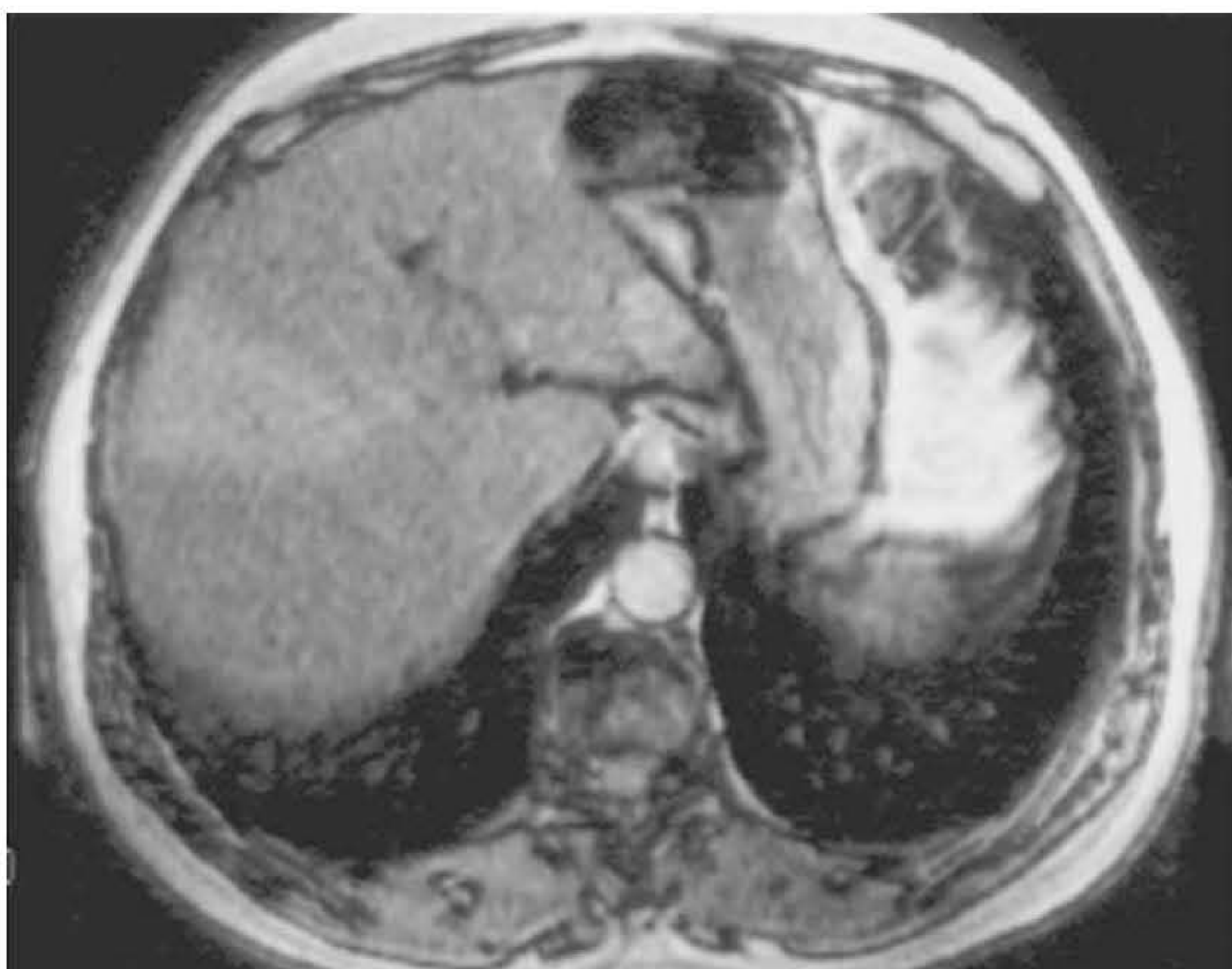
- saturação da gordura
- STIR
- SPIR
- aquisição de imagens fora de fase (técnica de Dixon). Esta técnica é utilizada em sequências gradiente-eco para anular o sinal proveniente de voxels nos quais coexistem núcleos das moléculas de gordura e de água. Isso é alcançado selecionando-se um determinado TE, no qual gordura e água se apresentem fora de fase, uma em relação a outra. Como estão incoerentes, nenhum sinal do voxel é recebido (Figuras 6.27 e 6.28) (*leia* mais sobre diferença de fase entre a gordura e a água no Capítulo 7).

Contudo, é possível anular o sinal de muitos tipos de tecido. Isso pode ser conseguido pela aplicação de um pulso de saturação a uma frequência específica do tecido para que seja anulado no FOV antes da aplicação do pulso de excitação. O sinal dos tecidos também pode ser anulado empregando-se um pulso de inversão seguido de um pulso de excitação a um tempo de retardo (*delay*) equivalente ao ponto nulo daquele tecido (*veja* o Capítulo 5). O sinal do fígado e do baço pode ser especificamente anulado, do mesmo modo que materiais, como o silicone.



**Figura 6.27** Imagem axial gradiente-eco, em fase.





**Figura 6.28** Imagem axial gradiente-eco, fora de fase.

## Resumo

Refasagem do eco par:

- utiliza ecos balanceados nos quais os ecos pares apresentam menor defasagem do que ecos ímpares
- reduz a defasagem intravoxel
- é empregada principalmente em sequências de imagens ponderadas em T2.

Refasagem do momento gradiente:

- utiliza gradientes adicionais para corrigir valores de fase alterados
- reduz artefatos por defasagem intravoxel
- é mais efetiva em fluxo laminar lento dentro do corte.

Pré-saturação:

- utiliza pulsos de RF adicionais para anular o sinal de núcleos em movimento
- reduz artefatos resultantes dos fenômenos tempo de voo e do corte de entrada (pré-saturação espacial)
- fornece vazio de sinal aos núcleos em movimento (pré-saturação espacial)
- é utilizada principalmente na aquisição de imagens ponderadas em T1 (pré-saturação espacial)
- é efetiva tanto para fluxos rápidos quanto lentos (pré-saturação espacial)
- aumenta a deposição de RF no organismo do paciente
- pode ser utilizada dentro do FOV para anular o sinal da gordura e da água e reduzir a ocorrência de *aliasing* (pré-saturação química).



# 7

## Artefatos e Compensações

- Introdução, 187
- Mapeamento incorreto da fase, 187
- Artefato de retroprojeção ou dobradura (aliasing ou wraparound), 195
- Artefato de deslocamento químico, 202
- Artefato fora de fase (registro químico incorreto), 205
- Artefato de truncamento, 207
- Artefato de suscetibilidade magnética, 207
- Excitação cruzada e interferência entre os cortes (cross-talk), 210
- Artefato em zíper, 211
- Artefato de sombreamento (shading), 212
- Artefato de Moiré, 213
- Ângulo mágico, 214

### Introdução

Todas as imagens de RM apresentam certo grau de artefatos. Portanto, é muito importante que as causas desses artefatos sejam compreendidas e compensadas sempre que possível. Alguns artefatos são irreversíveis e podem apenas ser reduzidos, não eliminados. Outros podem ser simplesmente evitados. Este capítulo discutirá as aparências, causas e soluções dos artefatos mais encontrados em RM.

### Mapeamento incorreto da fase

#### Aparência

O mapeamento incorreto da fase (artefatos fantasmas) produz replicações de movimentos anatômicos através da imagem na direção da codificação de fase. Geralmente resulta de movimentos periódicos do corpo durante o exame, como o movimento da parede torácica durante a respiração (Figura 7.1), o movimento pulsátil dos vasos e do líquido cefalorraquidiano, movimentos dos olhos e deglutição. Ao se observar a imagem, a direção de codificação de fase sempre pode ser determinada a partir da direção do mapeamento incorreto da fase (artefato fantasma).

#### Causa

O mapeamento incorreto da fase é causado por movimentação das estruturas anatômicas ao longo do eixo de codificação do gradiente durante a sequência de pulso. Ocorre apenas ao longo do eixo do gradiente pelos motivos descritos a seguir.

- O gradiente de codificação de fase tem amplitude diferente a cada TR, enquanto os gradientes de frequência e de seleção de corte têm a mesma amplitude a cada TR (veja o Capítulo 3).





**Figura 7.1** Imagem axial do abdome durante um movimento respiratório, mostrando o mapeamento incorreto da fase.

Portanto, se a área anatômica se movimentar durante o exame, fica mal colocada na direção de codificação de fase, uma vez que o gradiente de fase se altera. Imagine a parede torácica se movimentando durante o exame, como é mostrado na Figura 7.2. Durante a expiração, a parede torácica está localizada em uma posição ao longo do gradiente de codificação de fase, mas na inspiração moveu-se para outra posição durante a codificação de fase seguinte. São fornecidos diferentes valores de fase à parede torácica dependendo de sua posição ao longo do gradiente, por exemplo, 3 h e 2 h. Consequentemente, a região anatômica que se moveu é incorretamente mapeada no FOV ao longo do gradiente de codificação de fase

- Existe um retardo (*time delay*) entre a codificação de fase e a leitura (Figura 7.2). Portanto, existe a possibilidade de que a parte anatômica tenha se movido entre a codificação de fase e o momento da leitura do sinal durante a codificação de frequência e a inserção no espaço K. Não ocorre mapeamento incorreto ao longo do eixo de frequência, uma vez que a codificação da frequência é realizada à medida que é feita a leitura e a digitalização do sinal.

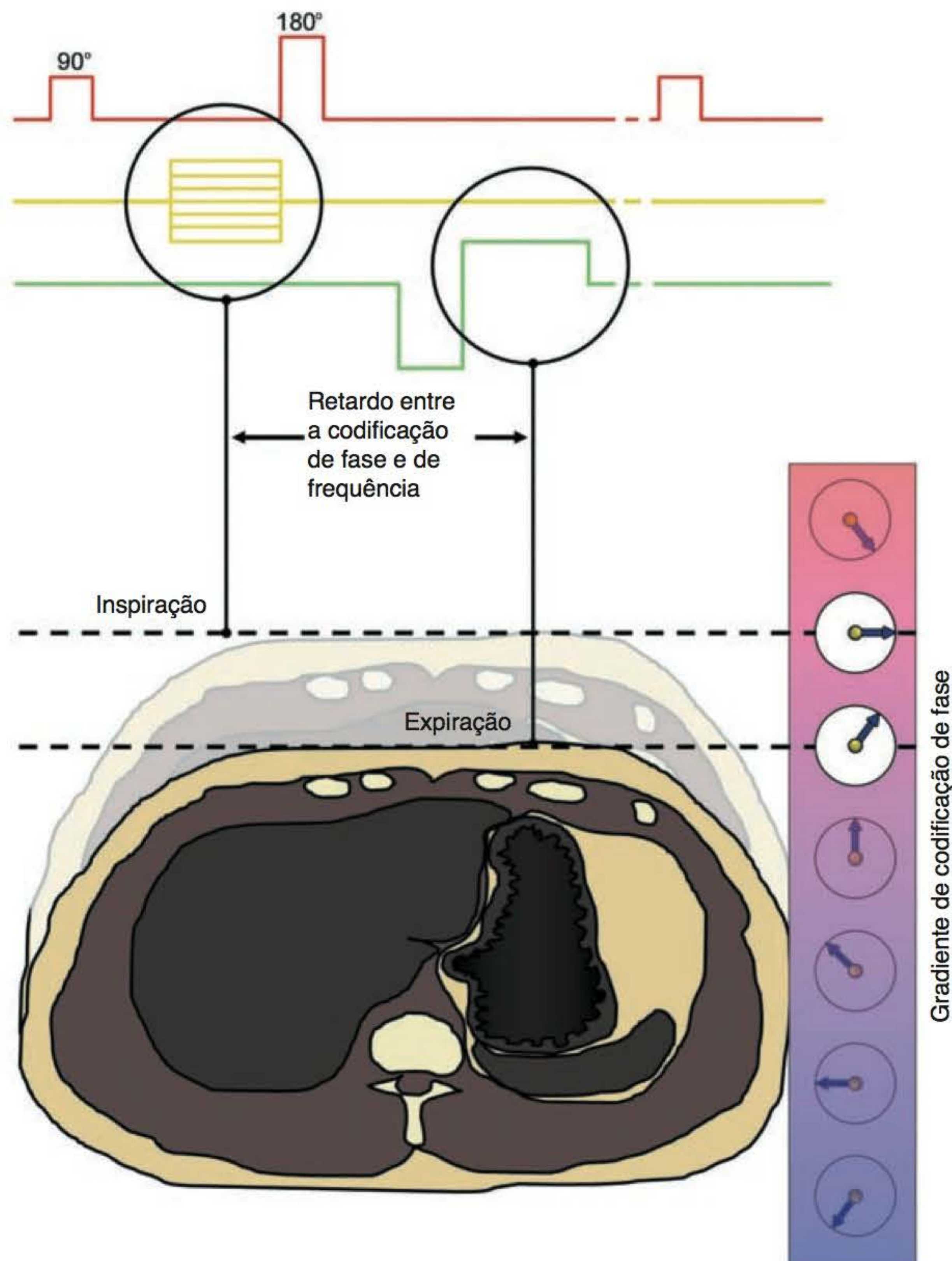
## Solução

Existem diversas maneiras de reduzir o mapeamento incorreto de fase. Entretanto, a eliminação completa é impossível, a não ser, naturalmente, que se esteja examinando um cadáver. As soluções para o mapeamento incorreto estão associadas às suas causas específicas.

### Modificação de fase e frequência

Como o artefato fantasma ocorre apenas ao longo do eixo de fase, a direção da codificação da fase pode ser trocada, de modo que o artefato não interfira na área de interesse do exame. Por exemplo, em uma imagem sagital da coluna cervical, a codificação de frequência geralmente é realizada pelo gradiente Z (da cabeça para os pés), uma vez que este é o eixo mais longo do corpo do paciente no plano sagital (Figura 7.3). A fase, consequentemente, é anteroposterior e realizada pelo gradiente Y. A deglutição e o movimento pulsátil das artérias carótidas ao longo do eixo de fase produzem o artefato fantasma sobre a medula espinal. A troca de fase e frequência, de modo que o gradiente Y (anteroposterior) realize a codificação de frequência e o gradiente Z realize a codificação de fase, coloca o artefato no eixo da cabeça para os pés de maneira que não obscu-





**Figura 7.2** Causas do mapeamento incorreto da fase.

reça a medula espinal (Figura 7.4). Esta solução também é útil na aquisição de imagem sagital do joelho, para remover artefatos que se originam da artéria poplítea, e na aquisição de imagem axial do tórax, na qual as estruturas do mediastino anterior são obscurecidas pela aorta. De que modo você acha que a fase e a frequência devem ser localizadas nestes exemplos?

### *Aplicação de pulsos de pré-saturação*

A pré-saturação (discutida no Capítulo 6) anula o sinal proveniente de áreas específicas. A colocação de volumes de pré-saturação sobre a área que está produzindo o artefato anula o sinal e reduz o artefato. Por exemplo, na aquisição de imagem sagital da coluna cervical, a deglutição do paciente produz artefatos fantasmas ao longo do eixo de fase (anteroposterior) e obscurece a medula espinal. Se um pulso de pré-saturação for trazido para o FOV e colocado sobre a garganta, o artefato será reduzido. Além disso, a pré-saturação reduz artefatos dos núcleos em fluxo dos vasos sanguíneos. A pré-saturação produz baixo sinal desses núcleos e é mais efetiva quando é colocada entre a origem do fluxo e o FOV.



**Figura 7.3** Imagem sagital da coluna cervical, ponderada em T2 com a fase e, portanto, o artefato fantasma de fase, mapeados no sentido antero-posterior.



**Figura 7.4** Imagem sagital da coluna cervical com fase e, portanto, o artefato fantasma de fase mapeado no sentido superoinferior. Observe como a visibilidade da medula cervical foi discretamente aprimorada com relação à imagem da Figura 7.3.





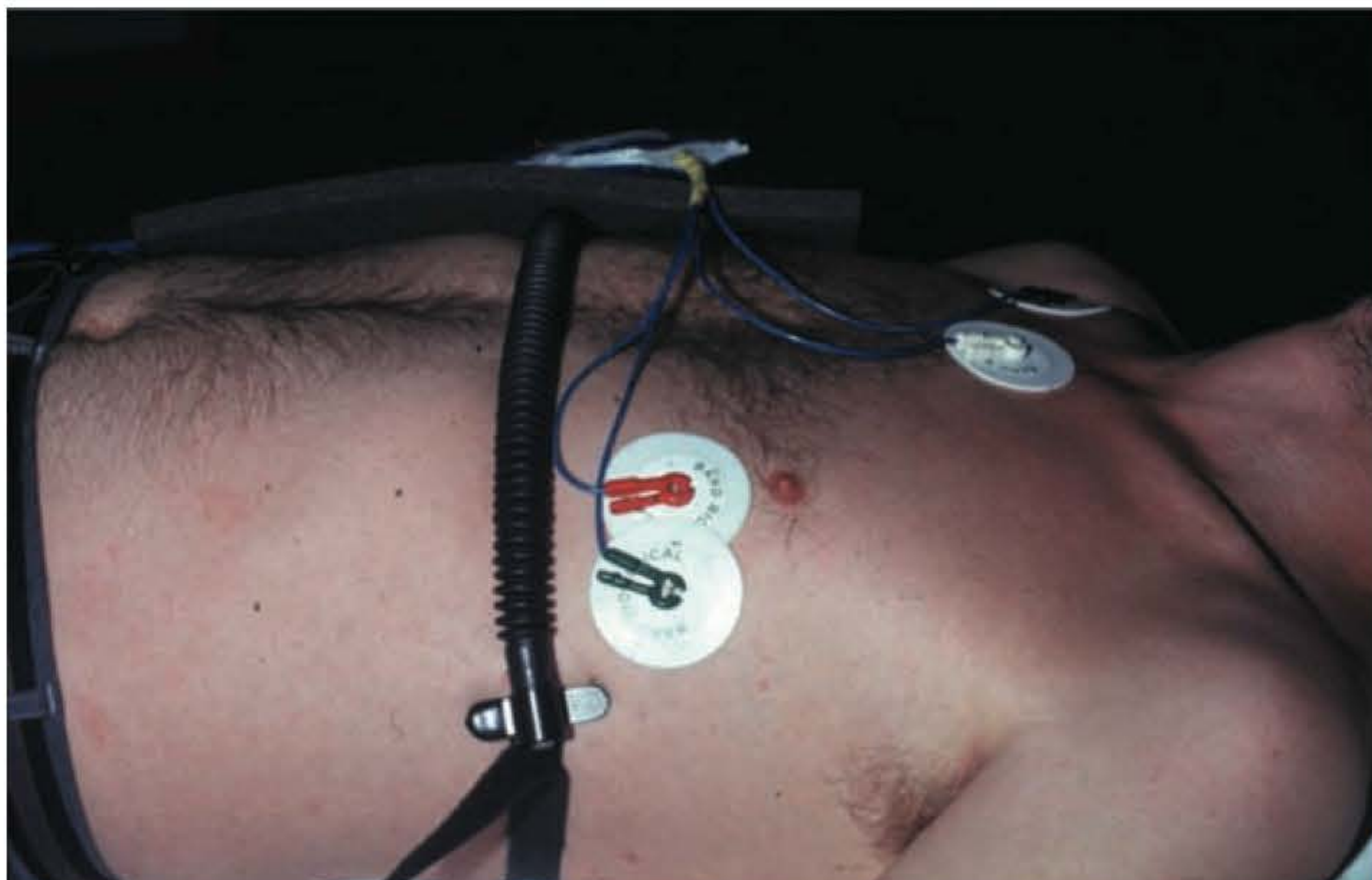
### Aplicação de técnicas de compensação respiratória

Durante o processo de aquisição de imagens do tórax e do abdome, o movimento respiratório ao longo do eixo de fase produz o mapeamento incorreto da fase. Em sequências rápidas, é possível a aquisição das imagens em apneia, eliminando o artefato. Em sequências mais longas, um método denominado **compensação respiratória** ou codificação de fase ordenada da respiração (ROPE, *respiratory ordered phase encoding*) consegue reduzir acentuadamente o artefato fantasma resultante da respiração. Isso exige a colocação de um conjunto de tubos sanfonados (foles) em torno do tórax do paciente para a aquisição de imagens do tórax ou do abdome. Esses foles são sanfonados na parte central e se expandem e contraem acompanhando os movimentos respiratórios do paciente (Figura 7.5). Esse movimento de expansão e contração provoca a movimentação do ar para trás e para frente através do fole. Os foles conectam-se através de tubos ocos de borracha ao transdutor localizado no sistema. O transdutor é um dispositivo que converte o movimento mecânico do ar que flui para frente e para trás no fole em sinal elétrico. Desse modo, o sistema analisa o sinal, cuja amplitude corresponde ao movimento máximo e mínimo da parede

### Saiba mais: compensação respiratória e preenchimento do espaço K

Como está descrito no Capítulo 3, as linhas centrais do espaço K são preenchidas após inclinações pequenas do gradiente de codificação de fase (que resulta em bom sinal e contraste), enquanto as linhas externas são preenchidas com inclinações maiores do gradiente de codificação de fase, o que resulta em alta resolução espacial. As estruturas anatômicas em movimento durante a pequena inclinação de codificação de fase produzem artefato fantasma, pois existe um sinal mais alto para o mapeamento incorreto da imagem. As estruturas anatômicas em movimento ao longo da forte inclinação do gradiente de fase, contudo, produzem menos artefato fantasma, uma vez que o sinal de mapeamento é mais baixo.

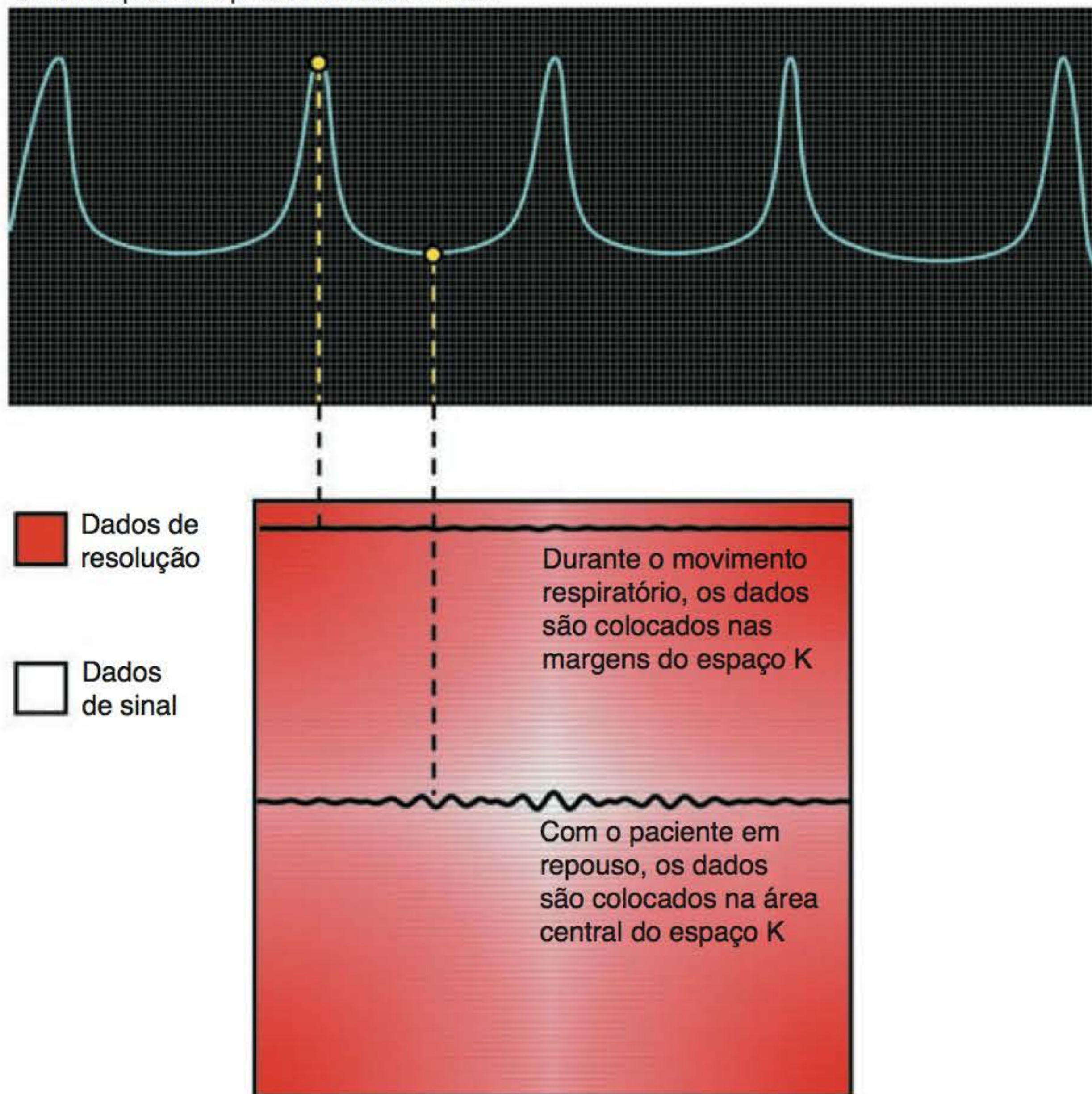
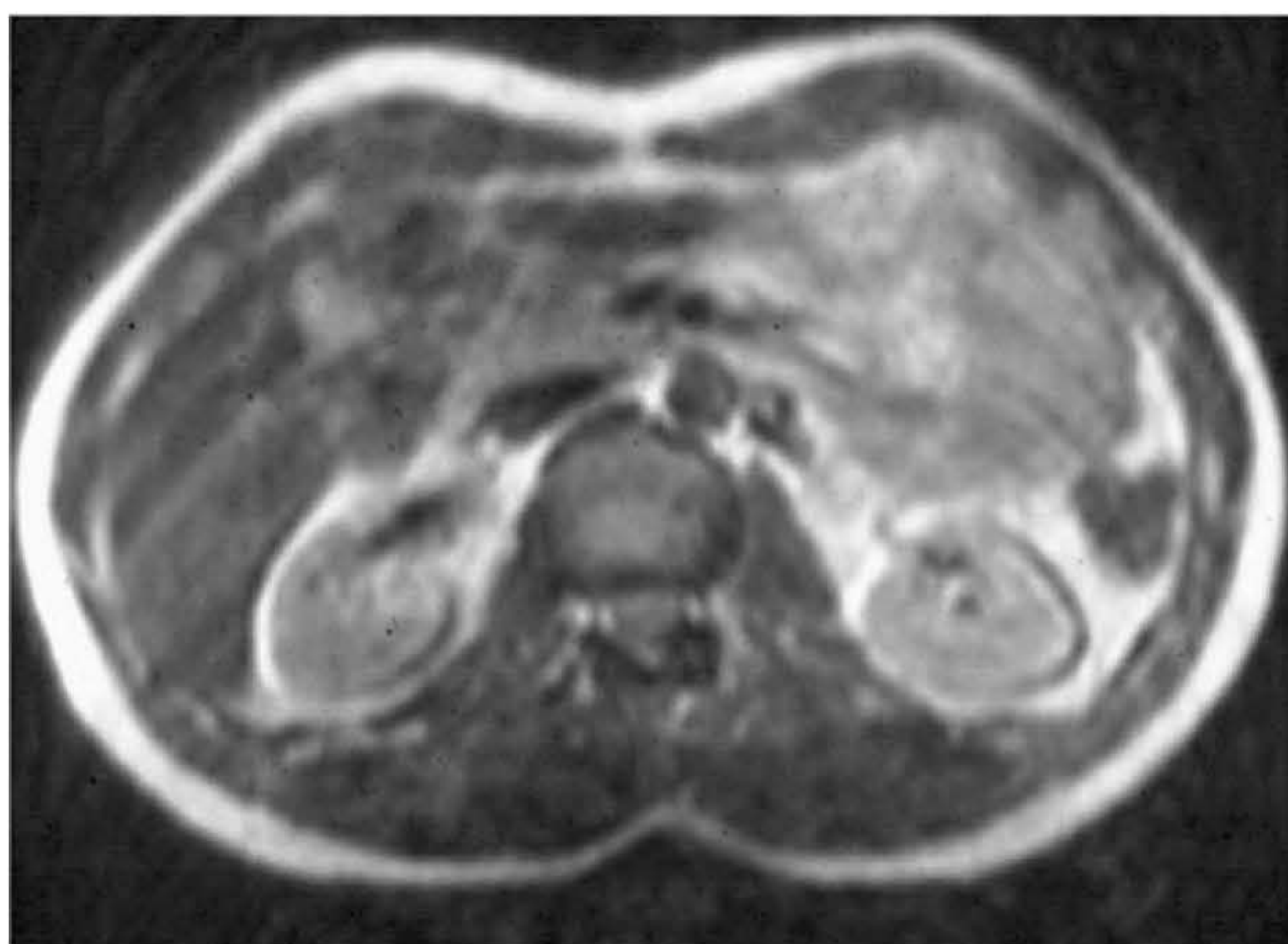
O sistema consegue “ler” o sinal oriundo do transdutor e realizar a pequena inclinação do gradiente de codificação de fase, que preenche as linhas centrais do espaço K, quando o movimento abdominal ou da parede torácica é mínimo. Deste modo, a maior parte dos dados que fornecem à imagem seu sinal e contraste é adquirida quando o movimento da parede torácica é baixo. As grandes inclinações de codificação de fase que preenchem as linhas externas ficam reservadas para quando o movimento da parede torácica é maior (Figura 7.6). Essencialmente, os dados depositados desta maneira na área mais externa do espaço K parecem não periódicos, e, portanto, o artefato resultante do movimento respiratório é reduzido. Observe as Figuras 7.7 e 7.8. O mapeamento incorreto observado na Figura 7.7 é reduzido pela utilização da compensação respiratória, como mostrado na Figura 7.8.



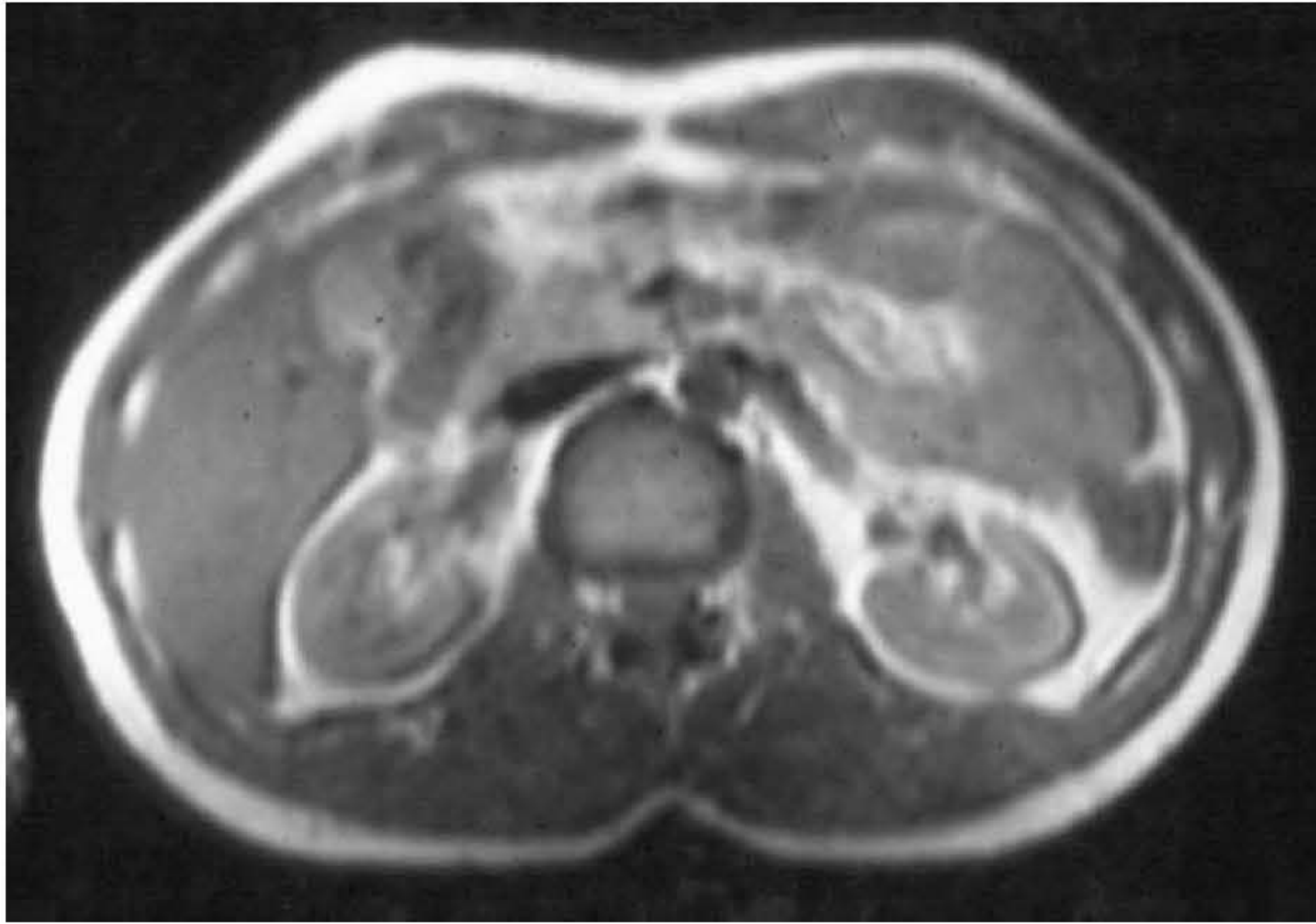
**Figura 7.5** Colocação de fole de compensação respiratória e de eletrodos de sincronização (*gating*) cardíaca.



Sinal respiratório proveniente dos foles

**Figura 7.6** Compensação respiratória e o espaço K.**Figura 7.7** Imagem axial do tórax, ponderada em T1, mostrando artefato fantasma de fase da respiração.





**Figura 7.8** Imagem axial do tórax, ponderada em T1, com compensação respiratória. O artefato fantasma de fase foi reduzido.

torácica durante a respiração. A compensação respiratória não afeta o tempo de exame ou o contraste da imagem. A única desvantagem desse método é que o número de cortes disponíveis para um dado TR pode ser discretamente reduzido.

Os sistemas também empregam um método denominado **sincronização (*gating*)** ou **deflagração (*triggering*) respiratória** que coordena os pulsos de excitação RF com uma determinada fase da respiração. Portanto, cada corte da aquisição é obtido na mesma fase da respiração. Entretanto, esse método apresenta algumas desvantagens. Primeiro, o TR, e portanto o contraste, é determinado pela rapidez da respiração e, segundo, como a taxa respiratória geralmente é maior que o TR, o tempo de exame é aumentado e o contraste pode ser alterado. O **navegador respiratório** também pode ser empregado para reduzir o mapeamento incorreto de fase causado pelos movimentos respiratórios. Nesta técnica, é colocada uma região de interesse (ROI, *region of interest*) através do diafragma no localizador do plano coronal ou do plano sagital. O sistema monitora a intensidade do sinal nesta ROI e descarta os dados adquiridos fora da área delimitada. Embora seja uma técnica efetiva, porque os dados são removidos, o tempo de exame aumenta e/ou a SNR diminui.

### **Sincronização cardíaca**

Sincronização é um termo genérico empregado para descrever uma técnica de redução de mapeamento incorreto devido a movimentos orgânicos periódicos, como a respiração, os batimentos cardíacos e o fluxo vascular. Do mesmo modo que a sincronização respiratória monitora a respiração, a sincronização cardíaca monitora os batimentos do coração, coordenando o pulso de excitação com a onda R da sístole. Para isso, emprega-se o sinal elétrico gerado pelo batimento cardíaco para disparar cada pulso de excitação. Existem duas formas de sincronização.

- Para a **sincronização com eletrocardiograma (ECG)**, são fixados eletrodos ao tórax do paciente para produzir um ECG (Figura 7.5). Isso é feito para determinar o momento exato (*timing*) da aplicação de cada pulso de excitação. Cada um dos cortes é adquirido na mesma fase do ciclo cardíaco, e, portanto, o mapeamento incorreto da fase devido aos batimentos cardíacos é reduzido. A sincronização eletrocardiográfica deve ser utilizada para aquisição de imagens do tórax, do coração e dos grandes vasos.
- Para a **sincronização periférica**, emprega-se um sensor luminoso preso em um dedo da mão do paciente para detectar a pulsação do sangue nos capilares. A pulsação é empregada para dis-



parar os pulsos de excitação, de maneira que cada corte seja adquirido na mesma fase do ciclo cardíaco. A sincronização periférica não é tão acurada quanto a eletrocardiográfica, por isso não é muito útil na aquisição de imagens do coração propriamente dito. No entanto, é efetiva na redução do mapeamento incorreto de fase na aquisição de imagens de vasos de pequeno calibre ou da medula espinal, na qual o fluxo de líquido cefalorraquidiano degrada a imagem. A sincronização periférica e eletrocardiográfica será discutida com mais detalhes no Capítulo 8.

### *Anulação do momento gradiente*

194

Essa técnica reduz o artefato fantasma causado pelo fluxo de núcleos que se movimentam ao longo dos gradientes (discutido no Capítulo 6). Ela produz um sinal brilhante proveniente desses núcleos em movimento e também reduz significativamente o artefato fantasma. É mais efetiva no caso de fluxo lento e regular dentro do plano de aquisição de imagem.

### *Outras técnicas de redução de movimento*

Alguns tipos de movimento voluntário, como o movimento dos olhos, podem ser reduzidos pedindo ao paciente que focalize os olhos em determinada parte do magneto ou da sala. Outros movimentos involuntários, como o movimento peristáltico dos intestinos, podem ser reduzidos pela administração de agentes antiespasmódicos (Figuras 7.9 e 7.10). Aumentar o NEX também pode ajudar, na medida em que isso aumenta o número de vezes em que é obtida a média de sinais. O artefato de movimento é uma média estimada da imagem por ser naturalmente mais aleatório do que o sinal propriamente dito. Além disso, Propeller (veja o Capítulo 3) utiliza efetivamente múltiplos dos NEX na região central do espaço K e preenche diversas áreas do espaço K por TR, reduzindo, assim, o tempo de exame. Os dois mecanismos reduzem o artefato de movimento. E os movimentos voluntários podem ser reduzidos posicionando-se o paciente o mais confortavelmente possível e imobilizando-o com calços e faixas. Para o paciente nervoso, é sempre bom explicar o procedimento detalhadamente e lembrá-lo com frequência, por meio do intercomunicador, que se mantenha imóvel. A presença de um parente ou amigo na sala também ajuda em determinadas circunstâncias. Em casos extremos, é necessária a sedação do paciente.



**Figura 7.9** Imagem sagital da pelve, ponderada em T2. O peristaltismo intestinal causou borramento das estruturas.





**Figura 7.10** Imagem sagital da pelve, ponderada em T2, após administração de um agente antiespasmódico. O movimento intestinal foi reduzido.

## Artefato de retroprojeção ou dobradura (aliasing ou wraparound)

### Aparência

O *wrap* ou *aliasing* produz uma imagem na qual as estruturas anatômicas existentes fora do FOV se “dobram” sobre as estruturas anatômicas localizadas no FOV. Na Figura 7.11, o FOV na direção de fase é menor do que a dimensão anteroposterior da cabeça. Portanto, o sinal fora do FOV na direção de fase é “enrolado” na imagem.

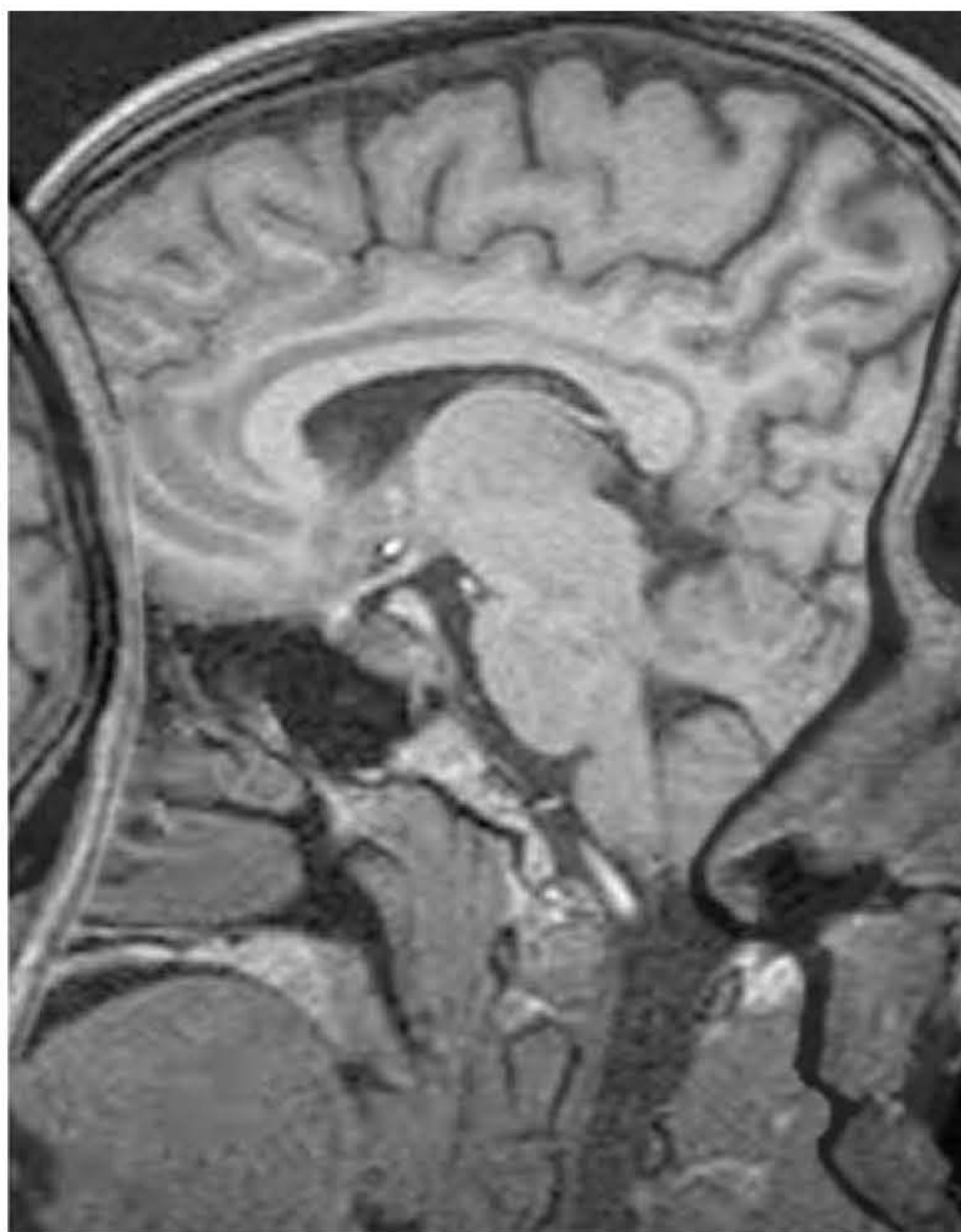
### Causa

O *aliasing* é produzido quando as estruturas anatômicas existentes fora do FOV são mapeadas dentro dele. As estruturas anatômicas fora do FOV selecionado ainda produzem um sinal se estiverem próximas à bobina de recepção. Os dados desse sinal são codificados, isto é, alocados em um pixel. Se os dados não forem amostrados completamente, o sinal será mapeado de modo incorreto em pixels dentro do FOV, e não fora dele. Pode ocorrer artefato *aliasing* tanto no eixo de fase quanto no de frequência.

### Wrap de frequência

*Aliasing* ao longo do eixo de codificação de frequência é denominado **wrap de frequência**. Ele é causado por subamostragem das frequências no eco. Essas frequências originam-se de qualquer sinal, esteja a estrutura anatômica que o produz dentro ou fora do FOV selecionado. Em condições ideais, apenas frequências originárias do FOV são alocadas em uma posição em pixel. E isso ocorre somente se as frequências forem amostradas em quantidade suficiente. De acordo com o





**Figura 7.11** Imagem sagital do cérebro, mostrando *aliasing* ou *wraparound*.

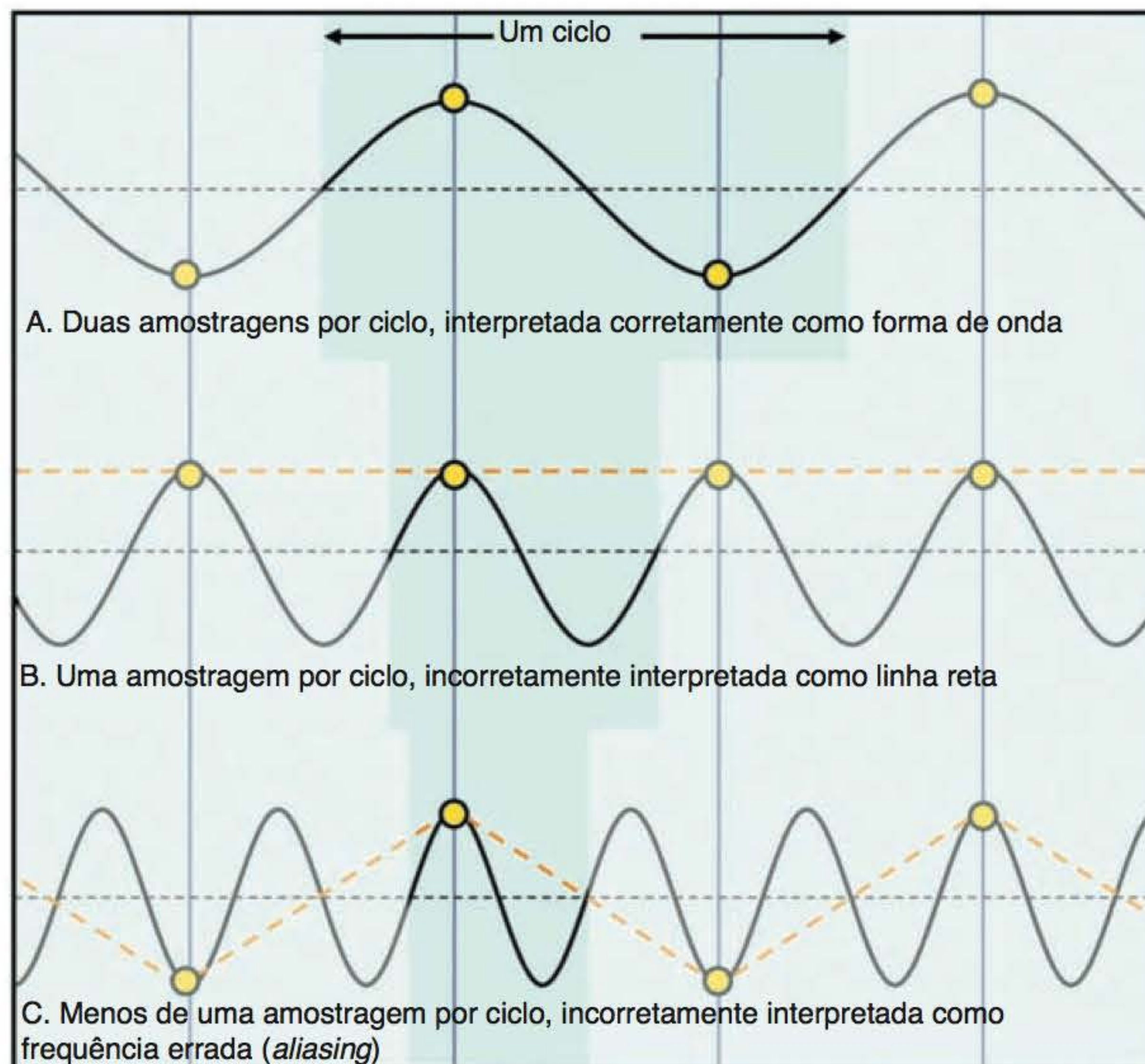
teorema de Nyquist (veja o Capítulo 3), as frequências têm de ser amostradas pelo menos duas vezes por ciclo para que sejam mapeadas corretamente. Se o teorema de Nyquist não for obedecido e as frequências não forem amostradas o suficiente, o sinal de estruturas anatômicas fora do FOV na direção da codificação de frequência será mapeado dentro do FOV (Figura 7.12, imagem inferior). O resultado é *wraparound* ao longo do eixo de codificação de frequência.

### *Wrap de fase*

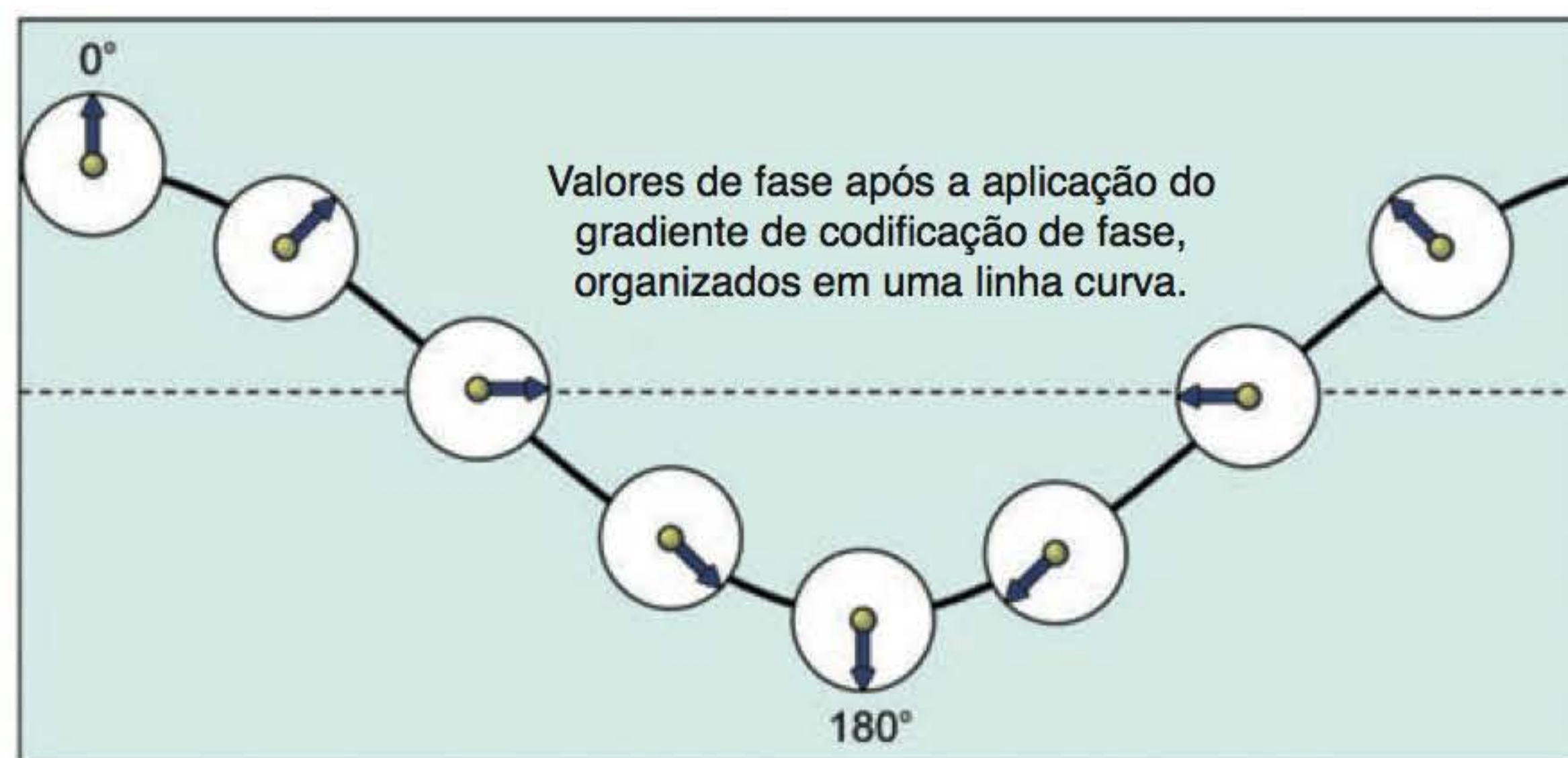
*Aliasing* ao longo do eixo de fase da imagem é denominado ***wrap (dobradura) de fase***. Este artefato é causado por subamostragem ao longo do eixo de fase. Após a FFT cada valor de fase entre  $0^\circ$  e  $360^\circ$  (ou 12 h através das 12 h seguintes) tem de ser mapeado no FOV na direção da codificação de fase (Figura 7.13). Esta curva de fase é repetida dos dois lados do FOV ao longo do eixo de fase. Para cada sinal é determinado um valor de fase, de acordo com sua posição ao longo da curva. À medida que a curva é repetida, são determinados valores de fase a sinais originários de fora do FOV na direção de fase que já foram dados ao sinal proveniente do FOV. Portanto, ocorre uma duplicação de valores da fase. Essa duplicação causa o *wrap* de fase ao longo do eixo de fase.

Observe a Figura 7.14, na qual o FOV no eixo de fase da direita para a esquerda da imagem é menor do que as dimensões axiais do abdome. O gradiente de codificação de fase foi aplicado nesta direção e produz uma mudança de fase através do eixo X do tubo do magneto. Nesta inclinação específica do gradiente, os *spins* fora do FOV têm a mesma posição de fase que os *spins* no FOV (áreas vermelha e azul do diagrama). Como têm o mesmo valor de fase, as áreas vermelha e azul produzem *wrap* na imagem, porque apresentam um valor de fase que é exatamente o mesmo dos *spins* dentro do FOV.





**Figura 7.12** Aliasing e subamostragem.



**Figura 7.13** A curva de fase.

## Solução

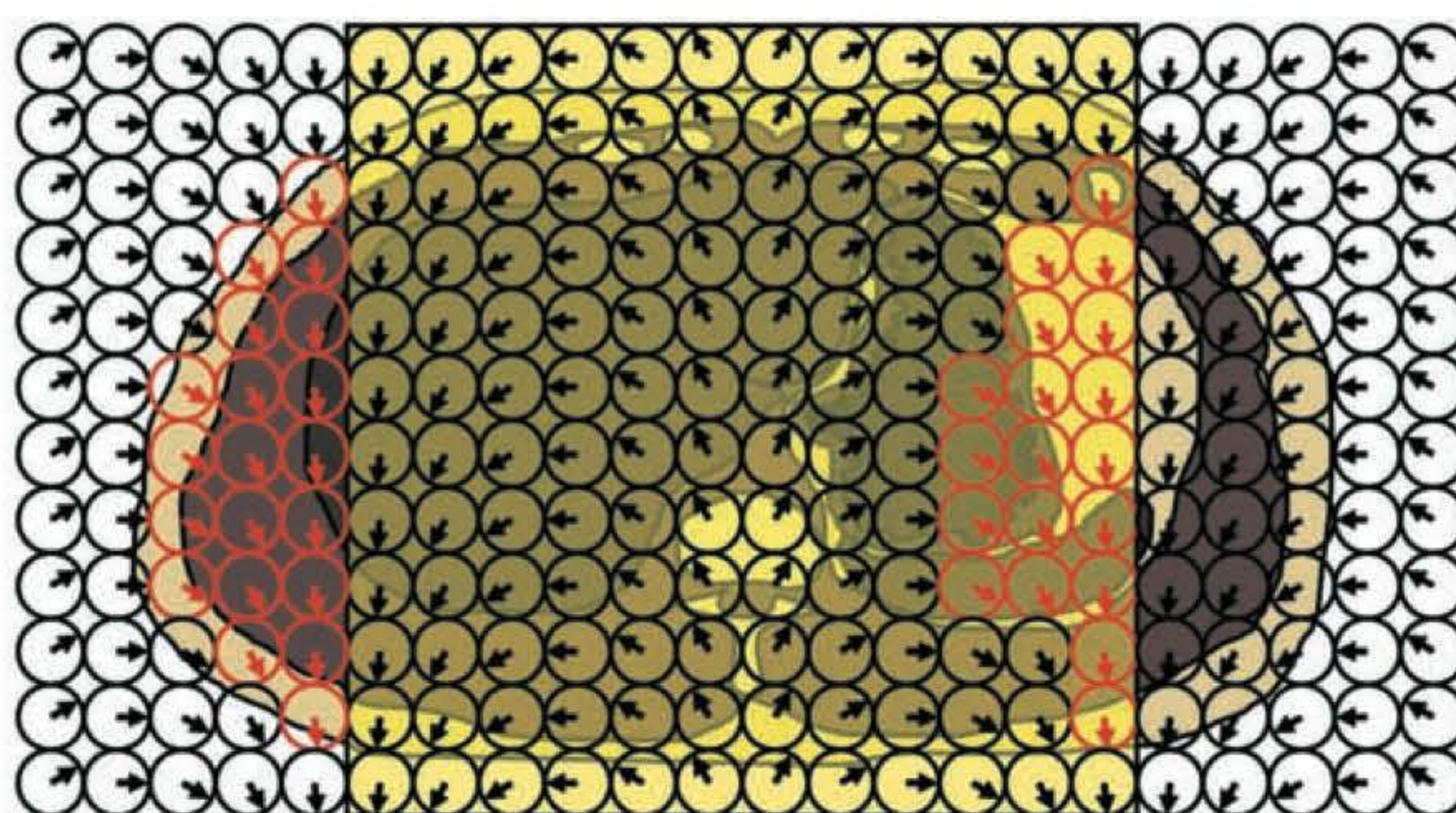
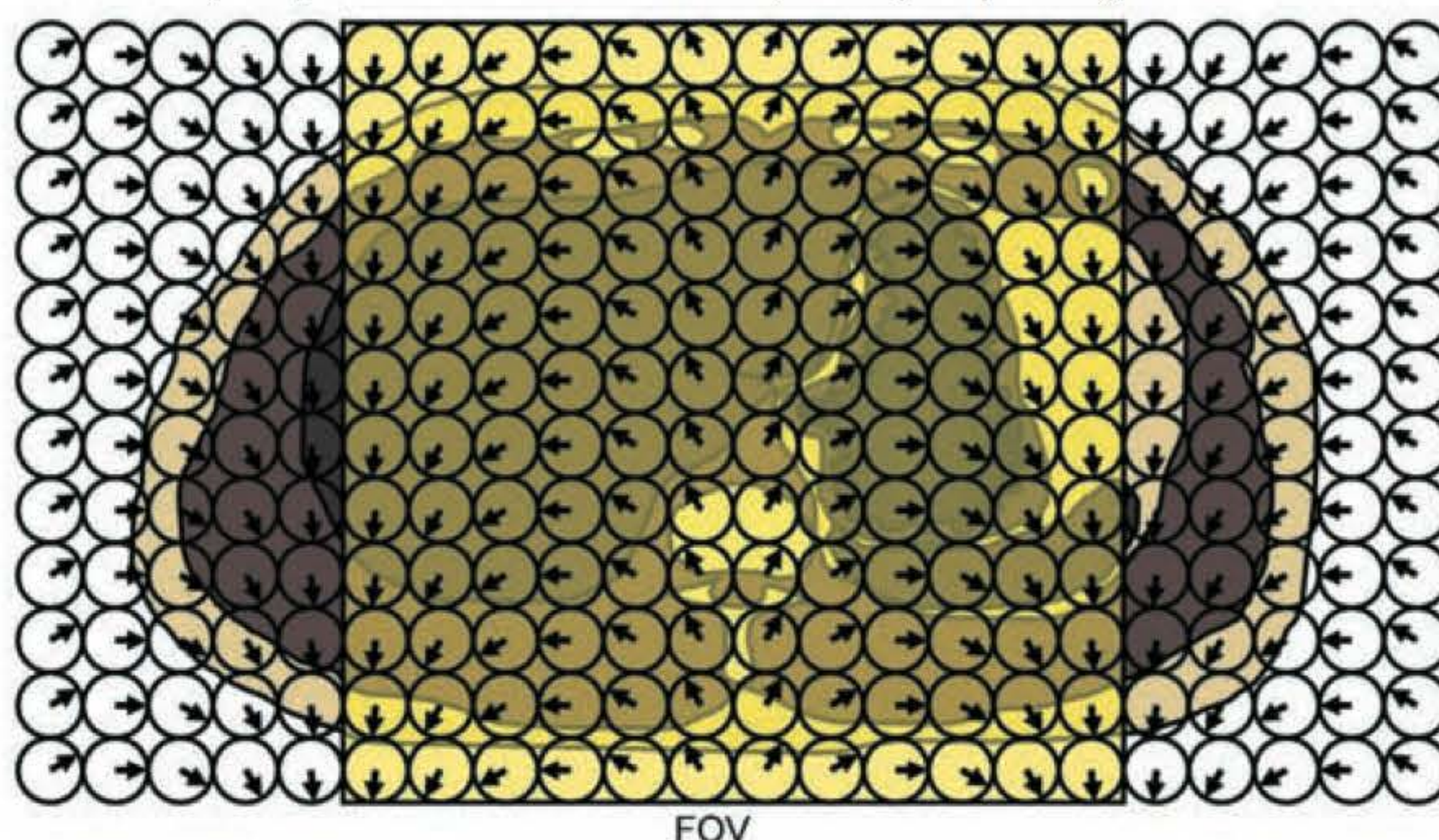
*Aliasing* tanto ao longo do eixo de fase quanto de frequência consegue degradar completamente a imagem, e seu efeito deve ser compensado. Para isso, pode-se aumentar o FOV para que todas as estruturas anatômicas emitindo sinal sejam incorporadas, mas isso resulta em perda da resolução espacial. Colocar bandas de pré-saturação para as áreas fora do FOV que possam causar *wrap* na imagem é, algumas vezes, suficiente para anular o sinal destas áreas e reduzir o *aliasing*. Contudo, já existem no mercado dois *software* anti-*aliasing* para fazer a compensação do *wrap*.

### Anti-aliasing ao longo do eixo de frequência

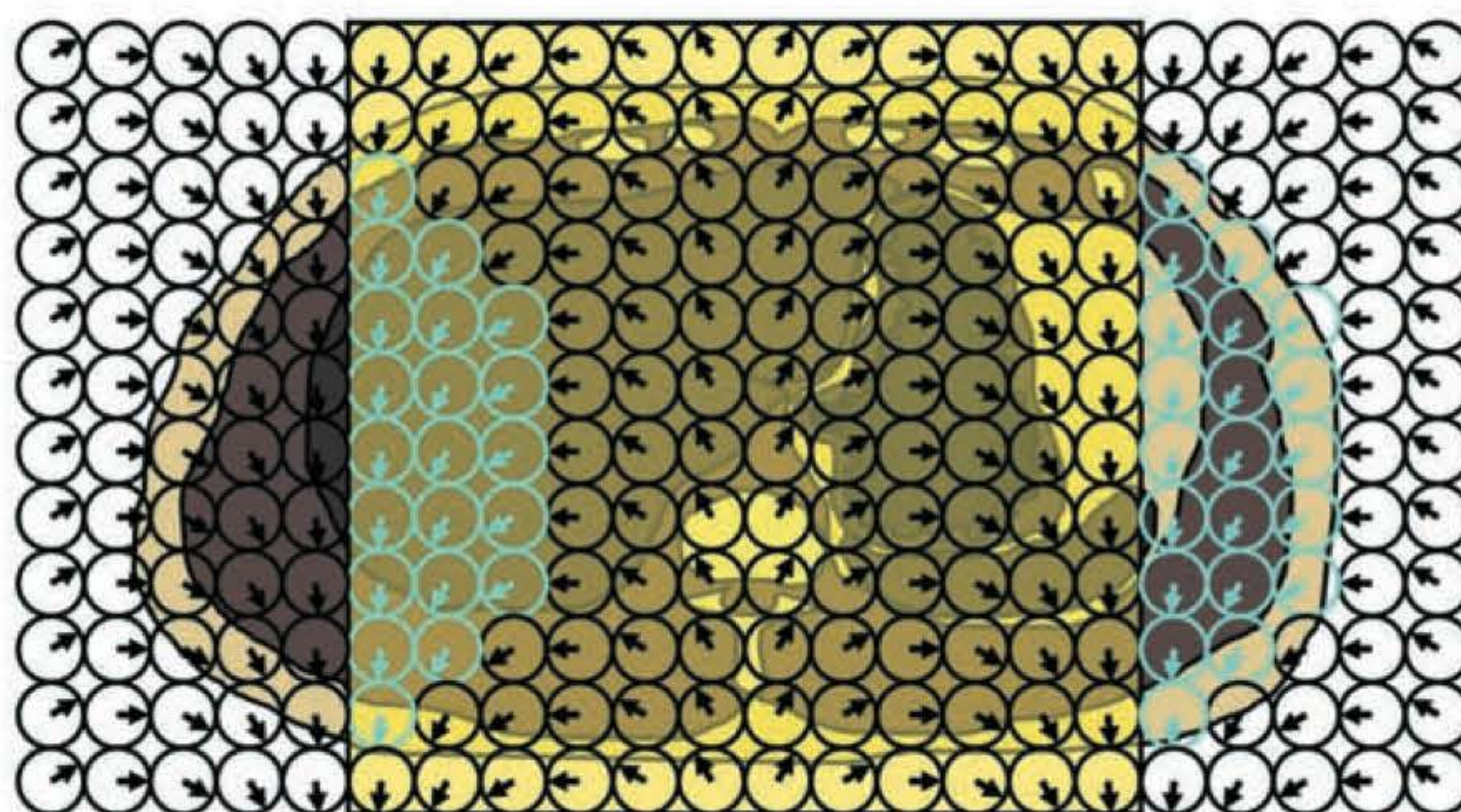
O aumento da taxa de amostragem para que todas as frequências sejam suficientemente digitalizadas eliminaria o *aliasing* na direção de frequência. No entanto, isso também aumentaria o



Corte axial do abdome, os *spins* exibem curva de fase após a aplicação do gradiente de codificação de fase



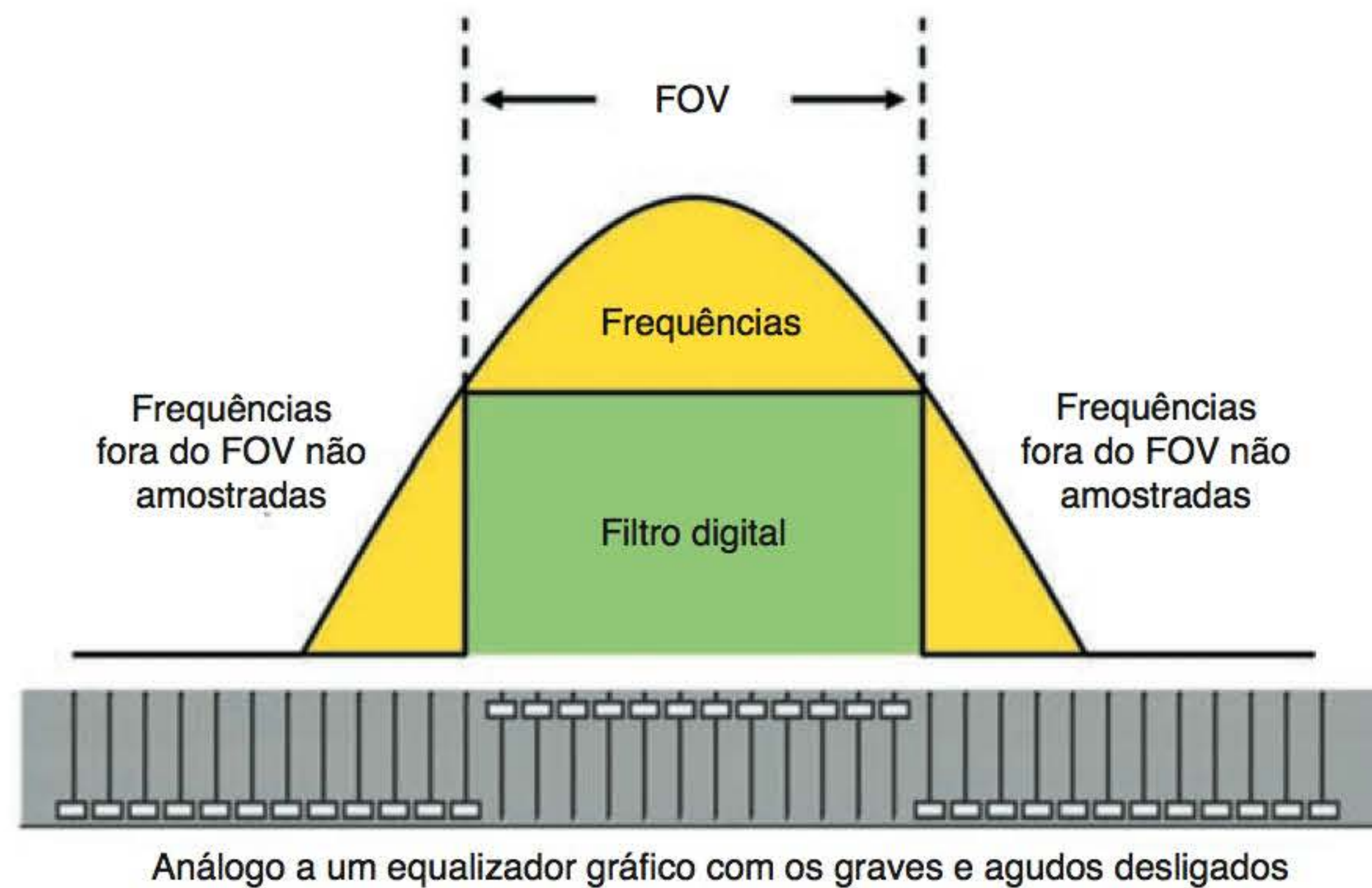
*Spins* fora do campo de visão (FOV) com os mesmos valores de fase que os de dentro



**Figura 7.14** *Wrap* de fase.

ruído na imagem. Portanto, um filtro é empregado para eliminar frequências que ocorrem fora do FOV selecionado. O sinal que se origina da fora do FOV ao longo do eixo de frequência não é mais mapeado incorretamente, pois foi filtrado (Figura 7.15). A maioria dos sistemas aplica essa opção automaticamente, de maneira que nunca ocorre *aliasing* ao longo do eixo de codificação de frequência, de modo similar ao que acontece quando eliminamos os sons graves e agudos em um aparelho de som com um equalizador gráfico.





**Figura 7.15** Anti-aliasing ao longo do eixo de frequência.

### Anti-aliasing ao longo do eixo de fase

É denominado **no phase wrap**, **anti-foldover** ou **phase over-sampling**. O **no phase wrap** aumenta a taxa de amostragem ao longo do eixo de codificação de fase elevando o número de codificações de fase realizadas. Para isso, aumenta-se o FOV na direção de fase, de maneira que a curva de fase se estenda por uma área maior das estruturas anatômicas do paciente. Agora, não existe duplicação dos valores de fase, uma vez que sinais vindos de fora do FOV têm valor de fase diferente daqueles do interior. Não ocorre mais o mapeamento incorreto da anatomia nem *aliasing* (Figura 7.16). Entretanto, como o aumento do FOV resulta em perda de resolução espacial, o número de codificações de fase é aumentado para haver compensação. Por sua vez, o aumento do número de codificações de fase aumenta o tempo de exame; sendo assim, alguns sistemas se ajustam automaticamente para reduzir o NEX ou a média de sinais para compensar. Outros sistemas, no entanto, não o fazem, e utilizar essa opção necessariamente aumenta o tempo de exame.

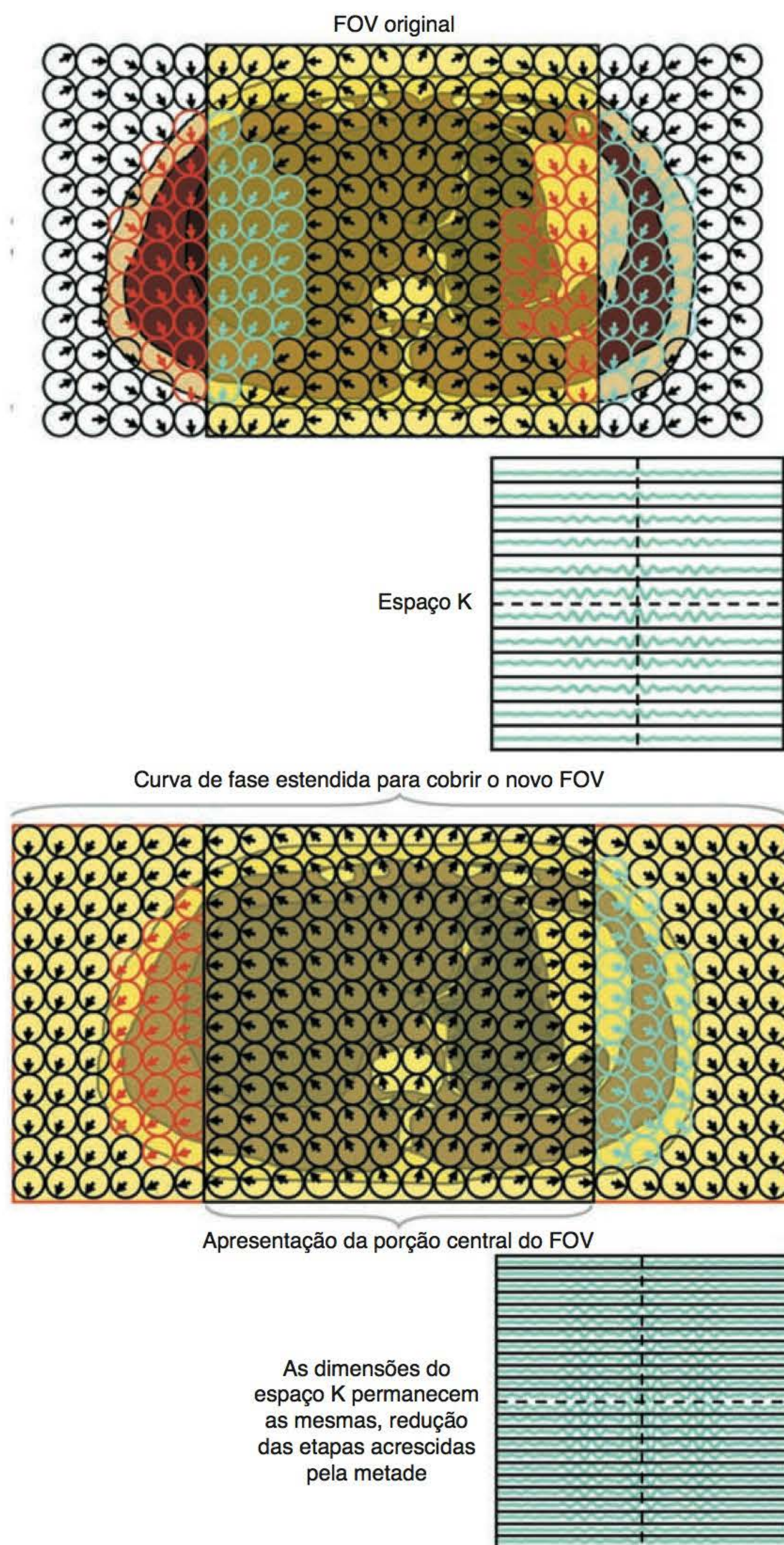
Nos sistemas nos quais o NEX é automaticamente reduzido para manter o tempo de exame, as partes estendidas do FOV são descartadas durante a reconstrução, de modo que apenas a área selecionada do FOV é apresentada. Nos sistemas que não reduzem automaticamente o NEX, as partes estendidas não são descartadas e o FOV de fase consequentemente aumenta de tamanho.

### Saiba mais: *no phase wrap*, espaço K e a analogia com o gaveteiro



A analogia com o gaveteiro descreve bem essa opção. A altura do gaveteiro determina o número de pixels na direção da fase da imagem (ou seja, se for selecionada uma matriz de 256, então as gavetas  $\pm 128$  serão preenchidas com dados, da metade superior e inferior). Para reduzir este artefato, é essencial realizar mais codificações de fase e, portanto, mais gavetas terão que ser preenchidas. Para preencher mais gavetas e manter a mesma altura do gaveteiro, cada uma das gavetas tem de ser mais fina (como foi discutido no Capítulo 4). A profundidade da gaveta é inversamente proporcional ao FOV na direção da fase, como porcentagem do FOV de frequência. Sendo assim, quando se corta pela metade a profundidade das gavetas, dobra-se o FOV na direção de fase em comparação com a direção de frequência, permitindo que as estruturas anatômicas sejam incluídas em um FOV maior, evitando a ocorrência de *aliasing*. Dobrando o número de etapas de codificação de fase ou de gavetas, dobra-se o tempo de exame, e alguns sistemas cortam o NEX pela metade (dividem por dois o número de vezes que cada gaveta é preenchida) para fazer a compensação (Figura 7.16). Consequentemente, nesse tipo de sistema, essa opção elimina o *aliasing* (sempre que as estruturas anatômicas estiverem fora do FOV dilatado) mantendo a resolução original, FOV e tempo de exame (Figuras 7.17 e 7.18).

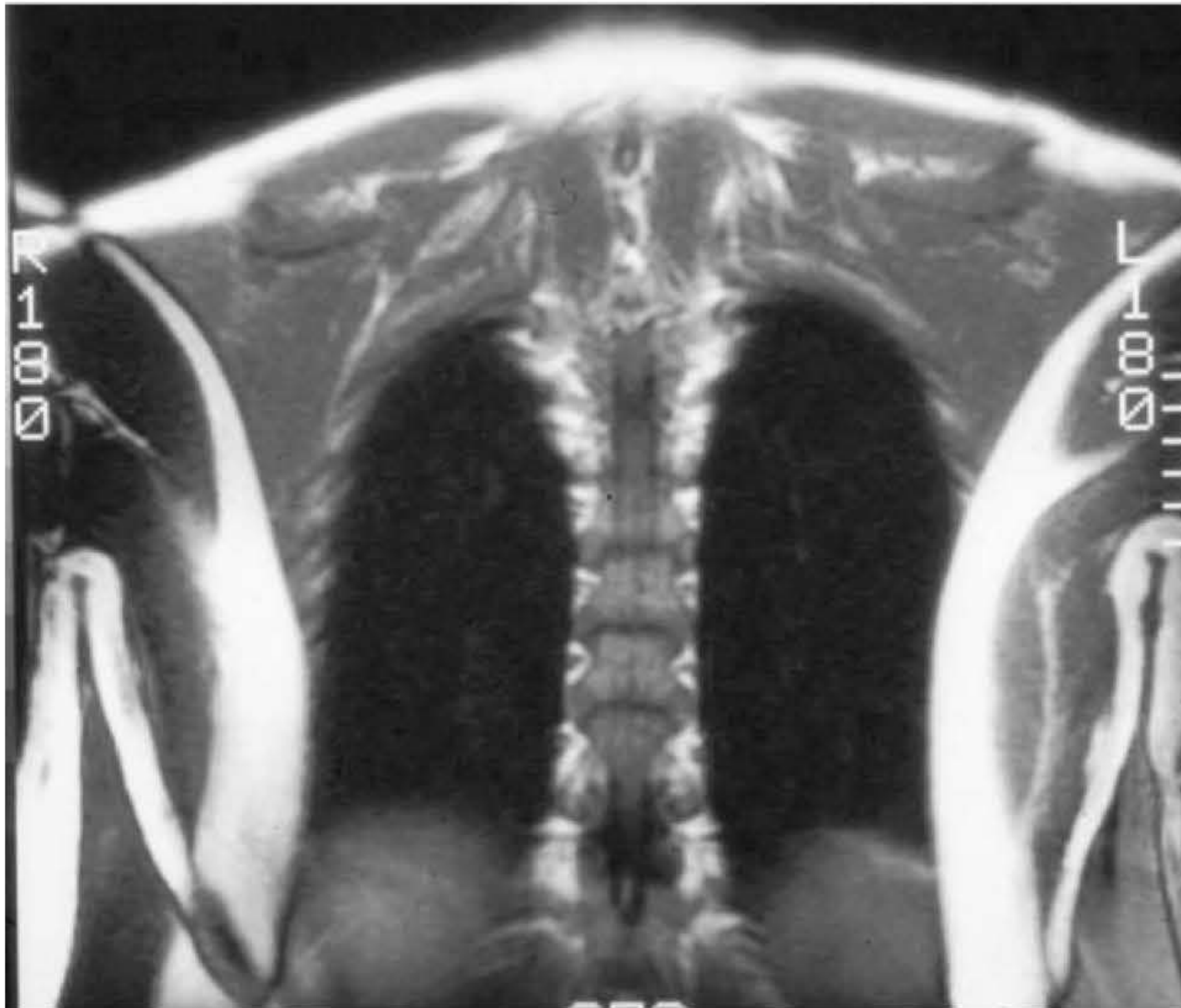




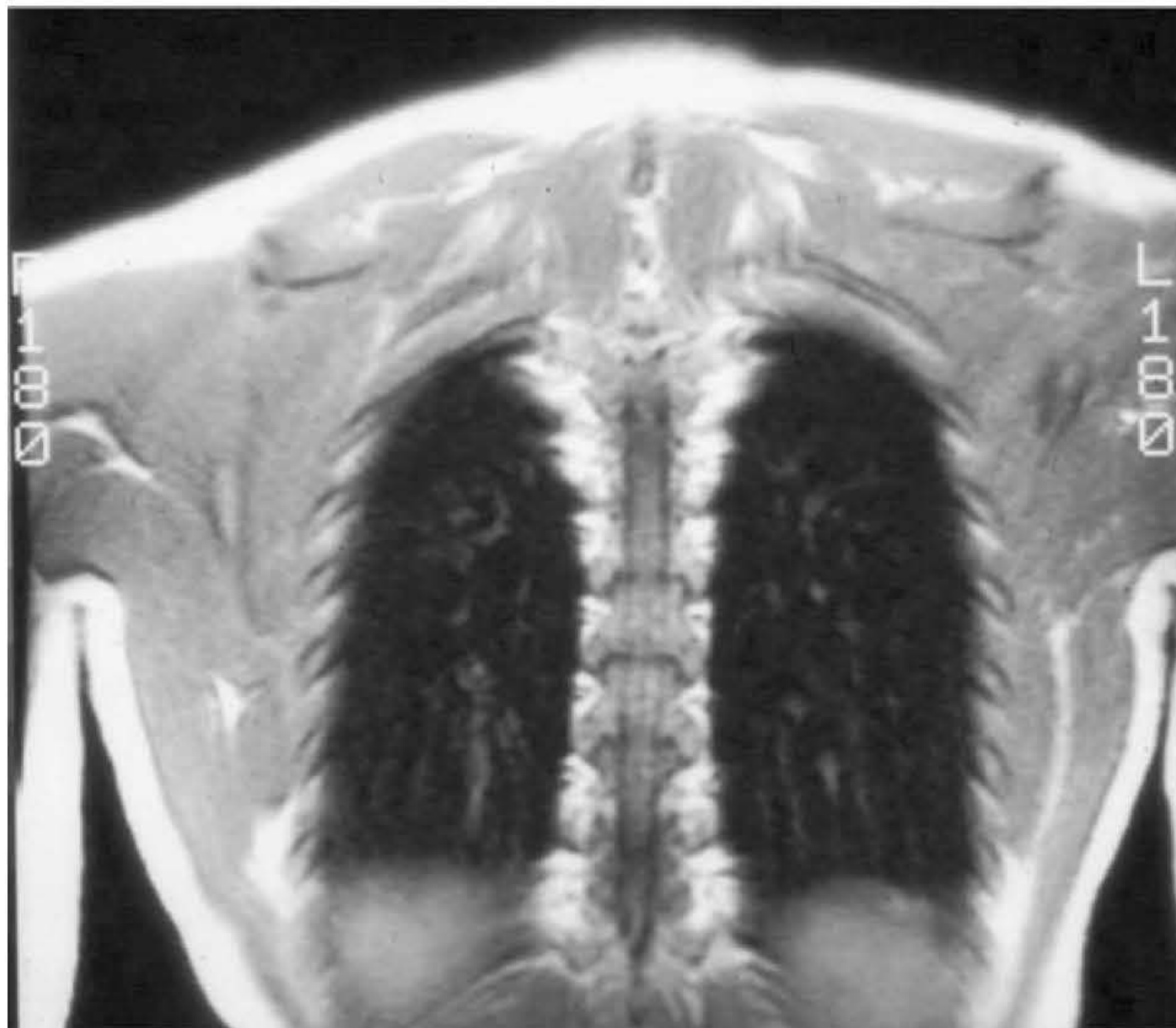
**Figura 7.16** Anti-aliasing ao longo do eixo de fase.

Embora a SNR não seja significativamente alterada em qualquer uma das opções, a qualidade da imagem pode sofrer um pouco com o dispositivo *no phase wrap*. Como a redução do NEX reduz o número da média de sinais, os artefatos de imagem podem se tornar mais aparentes. Observe as Figuras 4.25 e 4.26 do Capítulo 4, cuja aquisição foi realizada com 1 e 4 NEX. Na Figura 4.25 pode ser observado um discreto artefato fantasma ao longo do seio sagital superior. Isso se reduz na Figura 4.26 porque foi empregado um NEX mais alto.





**Figura 7.17** Imagem coronal do tórax mostrando *phase wrap*.



**Figura 7.18** Imagem coronal do tórax com anti-aliasing. O *wrap* foi eliminado.



## Artefato de deslocamento químico

### Aparência

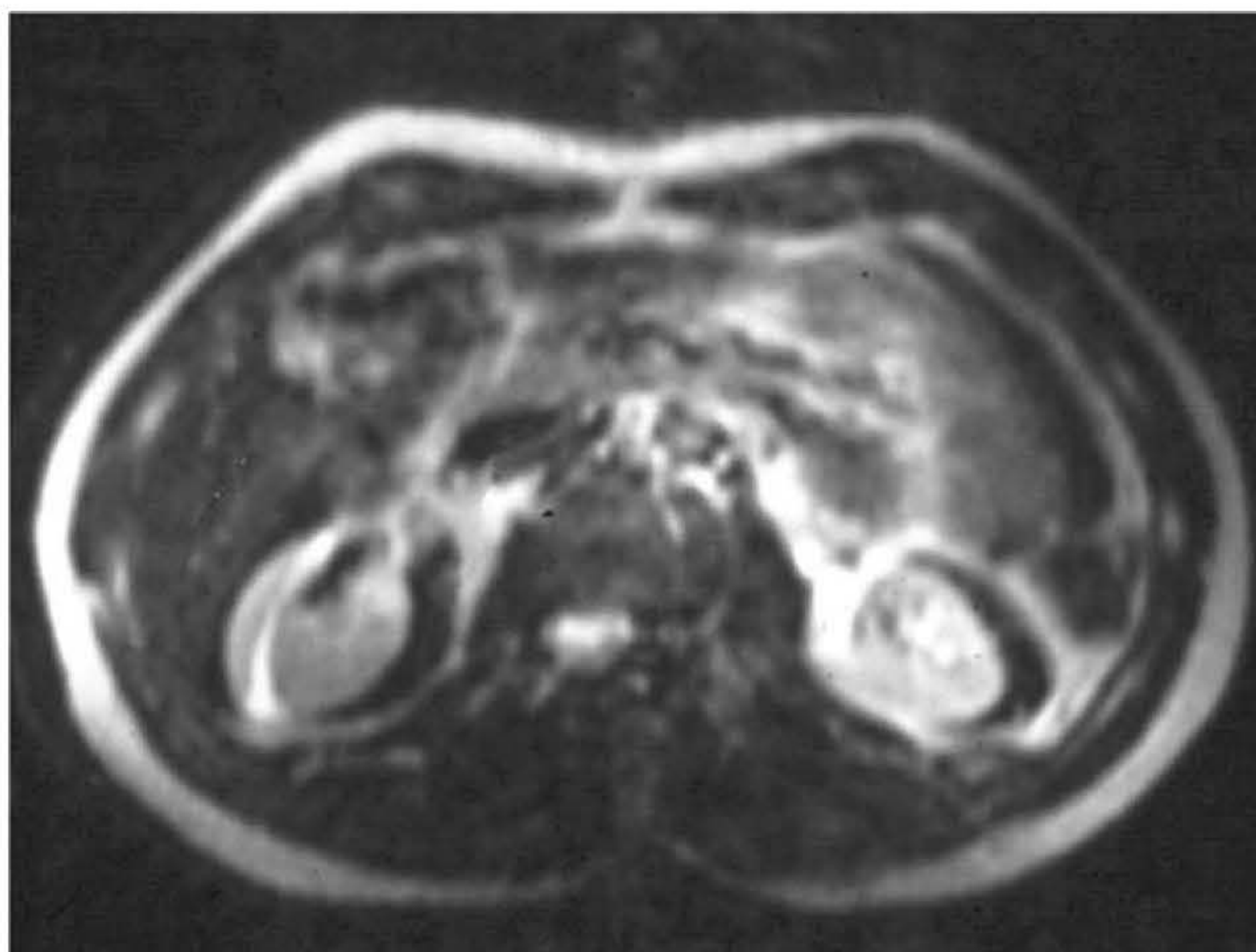
O artefato de deslocamento químico (*chemical shift*) produz uma margem escura na interface entre gordura e água. Isso ocorre apenas ao longo do eixo de codificação de frequência. A Figura 7.19 mostra esta banda escura à direita de ambos os rins. Isso é um artefato de deslocamento químico.

202

### Causa

O artefato de deslocamento químico é causado pela diferença de ambiente químico entre a gordura e a água. Embora gordura e água apresentem prótons de hidrogênio em sua constituição, na gordura o arranjo de hidrogênio é feito com o carbono, enquanto na água o arranjo é com oxigênio (veja o Capítulo 2). O resultado é que a gordura precessa em frequência mais baixa que a água. Essa diferença na frequência precessional é proporcional à potência do campo magnético principal,  $B_0$ . Por exemplo, para uma potência de campo de 1,5 T, a diferença na frequência precessional é de 220 Hz. Quer dizer, a gordura precessa 220 Hz a menos que a água. Para uma potência de 1 T, a diferença é de 147 Hz e para potências de campo mais baixas (0,5 T ou menos) geralmente é insignificante. No entanto, para potências de campo mais altas, pode resultar em artefato conhecido como **deslocamento químico**. O deslocamento químico muitas vezes é expressado em unidades arbitrárias conhecidas como partes por milhão (ppm) da potência do campo magnético principal. Seu valor sempre independe da potência do campo principal e equivale a 3,5 ppm. A partir disso, o deslocamento químico entre a gordura e a água pode ser calculado para diferentes potências de campo.

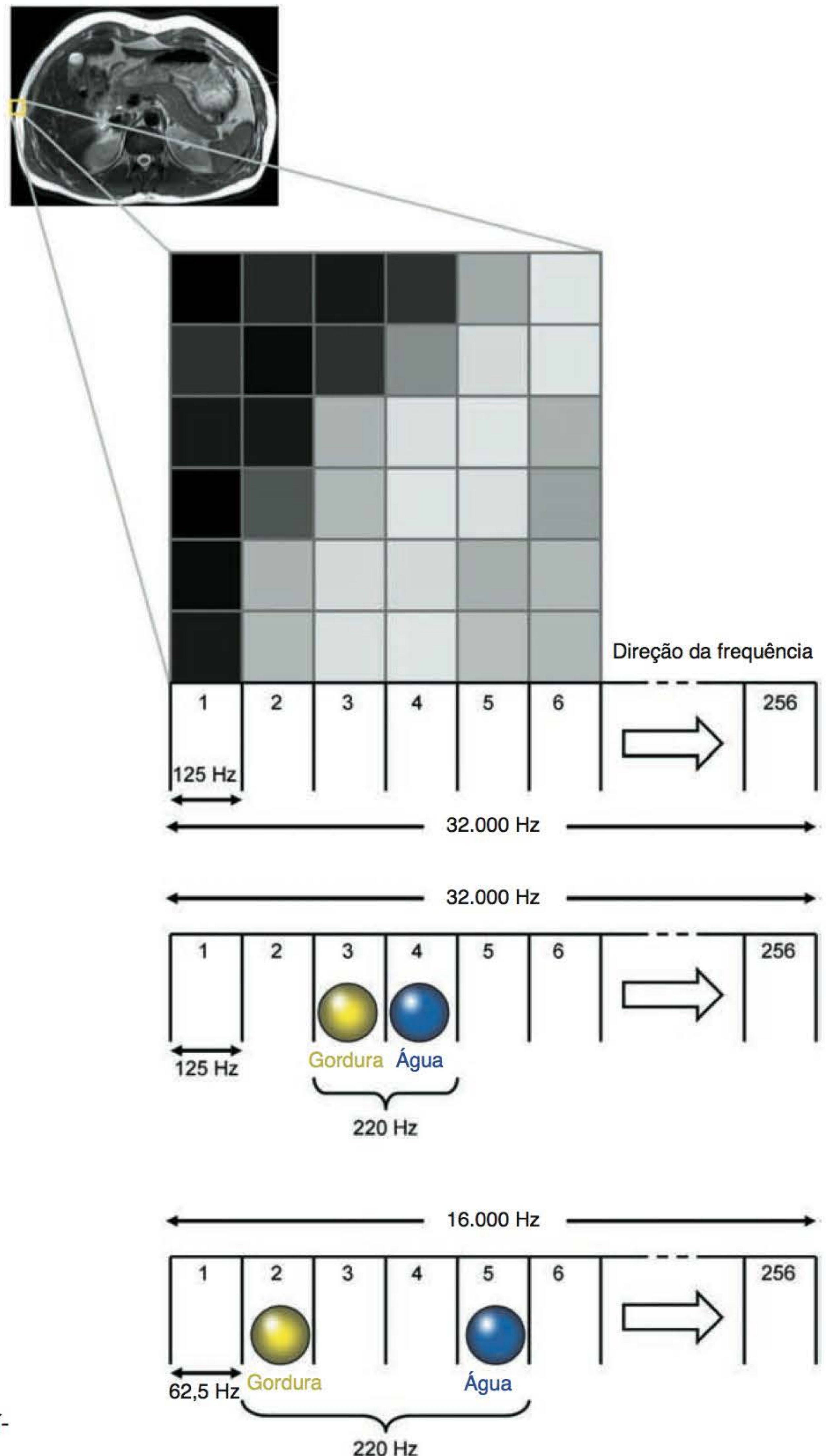
A largura da banda de recepção determina a faixa de frequência que tem de ser mapeada através do FOV. O FOV é dividido em pixels, cujo número é determinado pelo tamanho da matriz. Se for selecionada uma amostragem de frequência de 256, a largura da banda de recepção terá de ser mapeada através de 256 pixels no FOV. A largura da banda de recepção e o número de amostragem de frequências determinam a largura de banda de cada pixel ou sua coluna de frequência.



**Figura 7.19** O artefato deslocamento químico pode ser observado como uma banda escura do lado direito de cada rim.



Por exemplo, se a largura da banda de recepção for  $\pm 16$  Hz, serão mapeados 32.000 Hz através do FOV. Se forem coletadas 256 amostragens de frequência, o FOV será dividido em 256 colunas de frequência ou pixels. Portanto, cada coluna tem uma faixa de frequência de 125 Hz por pixel ( $32.000/256$  Hz) (Figura 7.20). Em uma potência de campo de 1,5 T, a diferença na frequência precessional entre a gordura e a água é de 220 Hz, e, assim, empregando-se o exemplo anterior, prótons adjacentes da gordura e da água são mapeados a intervalos de 1,76 pixel uns dos outros



**Figura 7.20** Deslocamento químico e deslocamento de pixel.



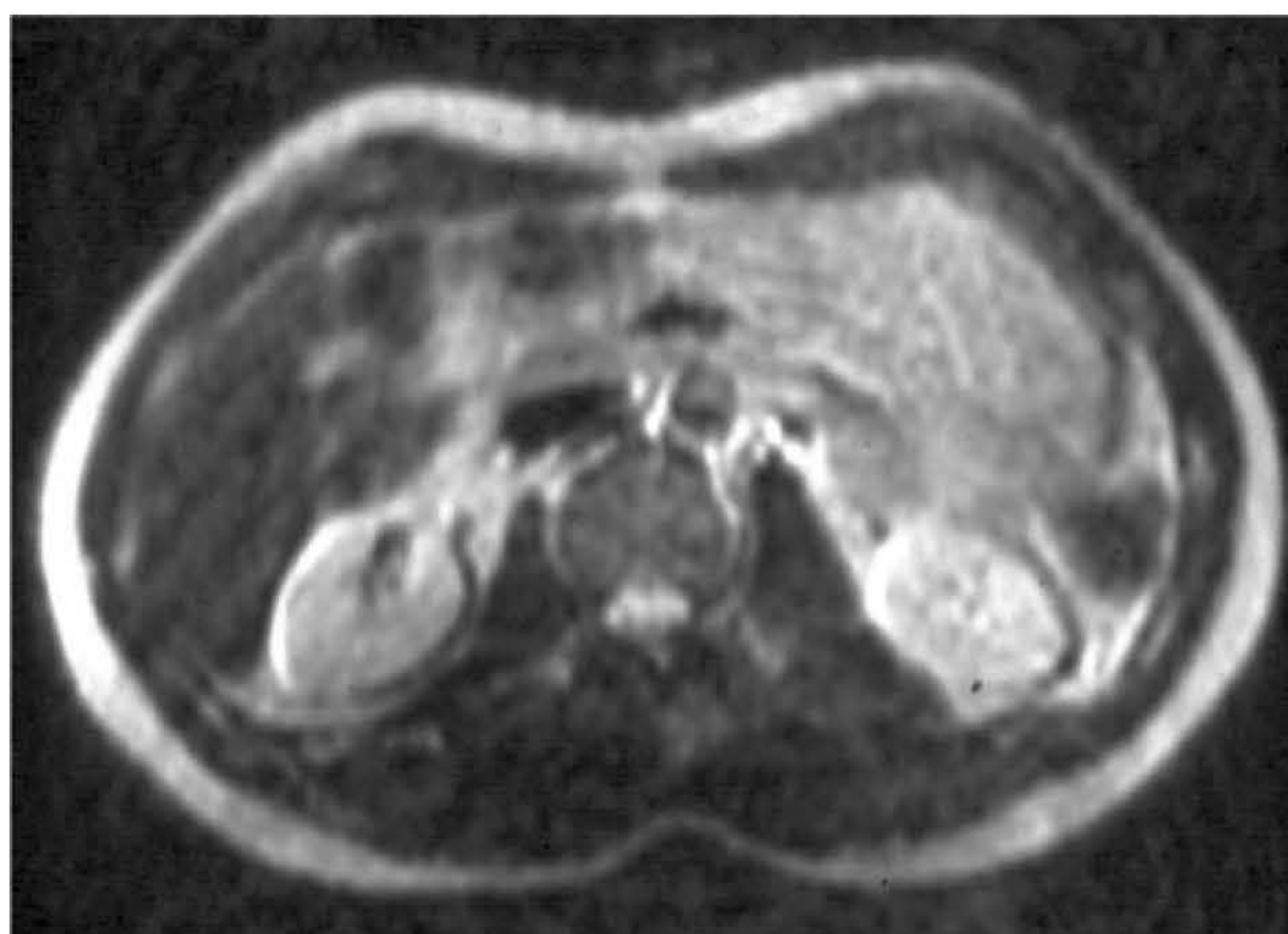
(220/125) (Figura 7.20, diagrama central). Este deslocamento de pixel da gordura em relação ao da água é chamado artefato de deslocamento químico. As reais dimensões do artefato dependem do tamanho do FOV, visto que ele determina o tamanho de cada pixel. Por exemplo, um FOV de 24 cm e 256 colunas de frequência resulta em pixels de 0,93 mm. Um deslocamento de pixel de 1,76 resulta em um deslocamento químico real entre a gordura e a água de 1,63 mm ( $0,93 \text{ mm} \times 1,76 \text{ mm}$ ). As dimensões aumentam à medida que o FOV é ampliado.

## Solução

204

O deslocamento químico pode ser limitado realizando-se a aquisição de imagens sob campos magnéticos de menor potência e mantendo-se o FOV mínimo. Em campos de alta potência, o tamanho da largura da banda de recepção é um modo de limitar a ocorrência de deslocamento químico. À medida que a largura da banda de recepção é reduzida, menor faixa de frequência tem de ser mapeada através do mesmo número de colunas de frequência, por exemplo, 256. A faixa de frequência para cada pixel, por conseguinte, diminui e, assim, a diferença de 220 Hz na frequência precessional entre a gordura e a água é traduzida em um deslocamento de pixel maior (Figura 7.20, diagrama inferior). Por exemplo, se a largura da banda de recepção for reduzida para  $\pm 8 \text{ KHz}$ , apenas 16.000 Hz serão, então, mapeados através de 256 colunas de frequência. Cada pixel tem uma faixa de somente 62,5 Hz ( $16.000/256 \text{ Hz}$ ). A diferença na frequência precessional de 220 Hz entre dois prótons adjacentes de gordura e água agora é traduzida em um deslocamento de pixel de 3,52 ( $220/62,5$ ) (Figura 7.20, diagrama inferior).

Para reduzir a ocorrência de artefato por deslocamento químico use sempre a maior largura de banda de recepção que mantenha uma boa SNR (veja os Capítulos 3 e 4) e o menor FOV possível (Figura 7.21). Se a largura da banda de recepção for reduzida para aumentar a SNR, utilize saturação química para reduzir a saturação de sinal ou da gordura ou da água (veja o Capítulo 6). Procedendo desta maneira, o sinal da gordura ou o sinal da água será anulado, e não haverá nada contra o que um tecido se deslocar, portanto, o artefato de deslocamento químico será eliminado. Na verdade, essas medidas são realmente necessárias apenas sob a ação de campos magnéticos de maior potência. Em campos de 0,5 T ou menos, o artefato de deslocamento químico é insignificante e geralmente não exige compensação.



**Figura 7.21** Imagem axial do abdome adquirida com ampla largura da banda de recepção. O artefato de deslocamento químico visualizado na Figura 7.19 foi amenizado.



## Artefato fora de fase (registro químico incorreto)

### Aparência

Quando a gordura e a água estão em fase, seus sinais se adicionam construtivamente, e quando estão fora de fase, seus sinais se cancelam. Esse efeito de cancelamento é conhecido como **arte-fato fora de fase** ou **registro químico incorreto**, que produz um anel de sinal escuro em torno de certos órgãos nos quais a interface entre a gordura e a água ocorre no mesmo voxel, como, por exemplo, nos rins (Figura 7.22). A degradação é maior em imagens adquiridas por sequências de pulso gradiente-eco, nas quais a reversão do gradiente não é efetiva.

205

### Causa

O artefato fora de fase resulta da diferença de frequência precessional entre a gordura e a água. O artefato é causado porque gordura e água estão em fase em alguns momentos e fora de fase em outros, devido a diferenças em suas frequências precessionais. Como se movem em velocidades diferentes em sua trajetória precessional, estão em várias posições sobre a trajetória, mas periodicamente se encontram na mesma posição e, portanto, em fase.

### Saiba mais: registro químico incorreto e a analogia com o relógio

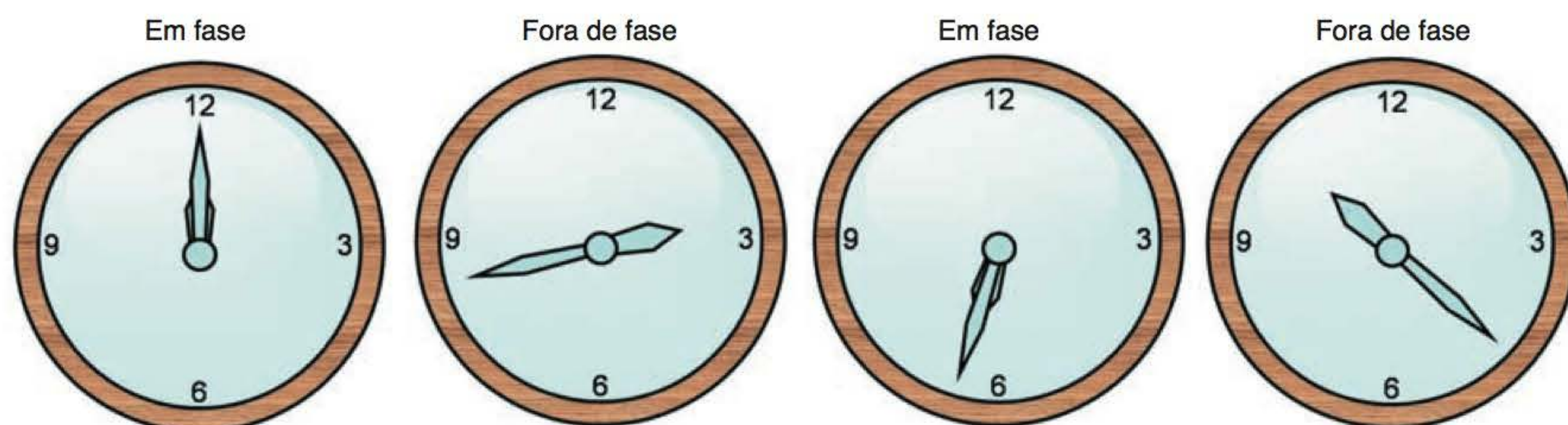


É análogo ao que ocorre com os ponteiros da hora e dos minutos de um relógio. Os dois ponteiros se movem em velocidades diferentes em volta do mostrador: o ponteiro das horas faz uma volta de  $360^\circ$  em 12 h, enquanto o ponteiro de minutos faz o mesmo percurso em uma hora. Contudo, em certas horas do dia, os ponteiros estão superpostos no mostrador, ou em fase, isto é, aproximadamente ao meio-dia, 1h05, 2h10, 3h15 etc. (Figura 7.23).



**Figura 7.22** Registro químico incorreto visualizado como uma linha escura em torno dos órgãos abdominais.

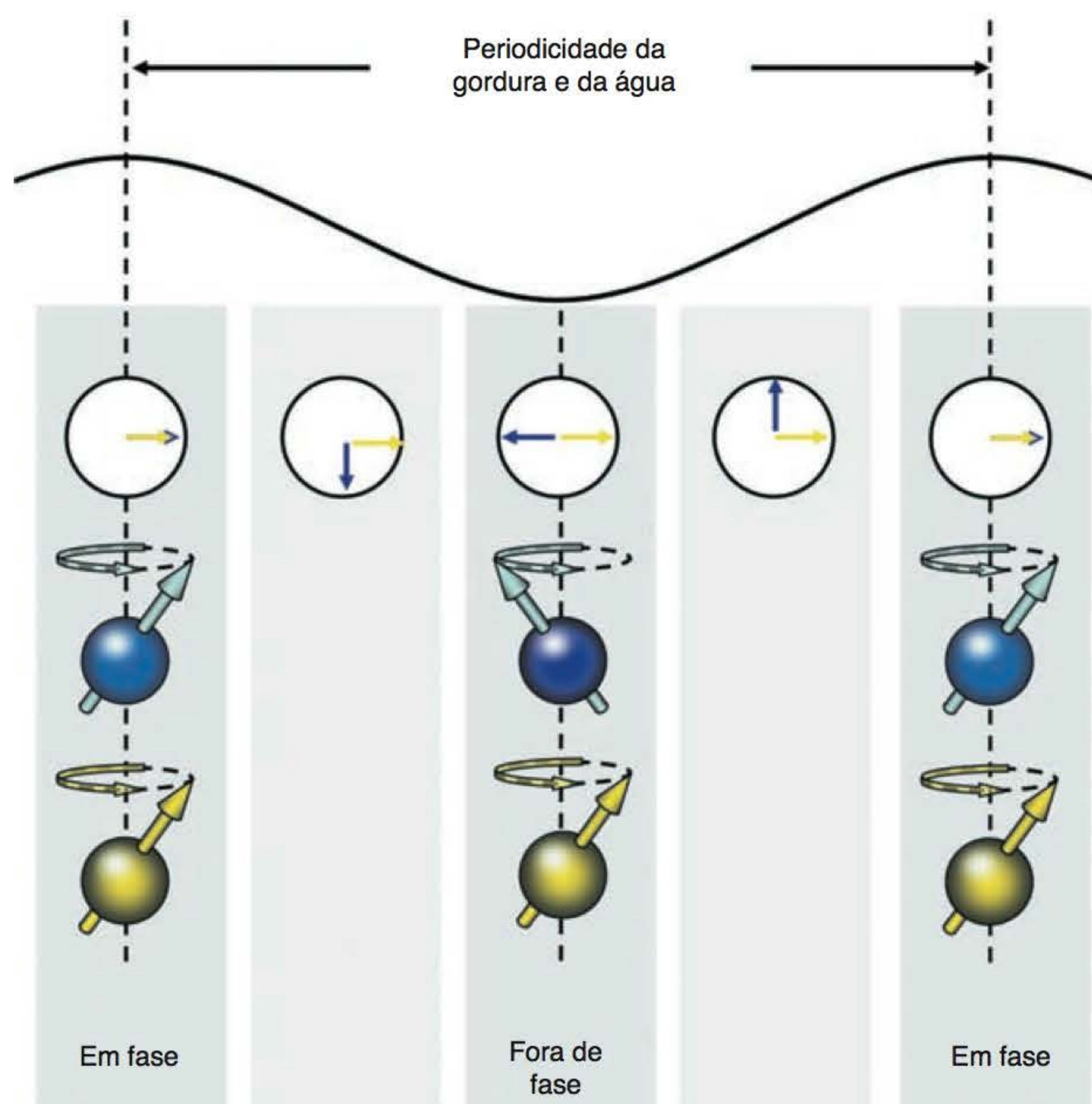




**Figura 7.23** Artefato fora de fase e a analogia com o relógio.

## Solução

Selecione um TE que seja equivalente à periodicidade da gordura e da água na potência do campo magnético que será utilizado. A periodicidade da gordura e da água depende da potência do campo magnético (Figura 7.24). Para uma potência de 1,5 T, por exemplo, a seleção de um TE múltiplo de 4,2 ms reduz o artefato de registro químico incorreto, enquanto para 0,5 T, a periodicidade da gordura e da água é de 7 ms. Além disso, use sequências *spin-eco* em vez de *gradiente-eco*, pois os pulsos de RF de  $180^\circ$  são muito efetivos para compensar as diferenças de fase entre a gordura e a água, enquanto as sequências *gradiente-eco* em geral não são.



**Figura 7.24** Periodicidade da gordura e da água.



## Artefato de truncamento

### Aparência

O artefato de truncamento ou truncagem é um artefato de banda nas interfaces de alto e baixo sinais. A Figura 7.25 apresenta essas linhas na borda do cérebro, onde o alto sinal da gordura do escalpo fica adjacente ao baixo sinal emitido pelo crânio.

### Causa

Este artefato resulta da subamostragem de dados (pouquíssimas linhas do espaço K são preenchidas) de modo que a interface entre as áreas de alto e baixo sinais são representadas incorretamente na imagem. Ocorre o artefato de truncamento apenas na direção de fase, e produz uma banda de baixa intensidade que atravessa uma área de alta intensidade.

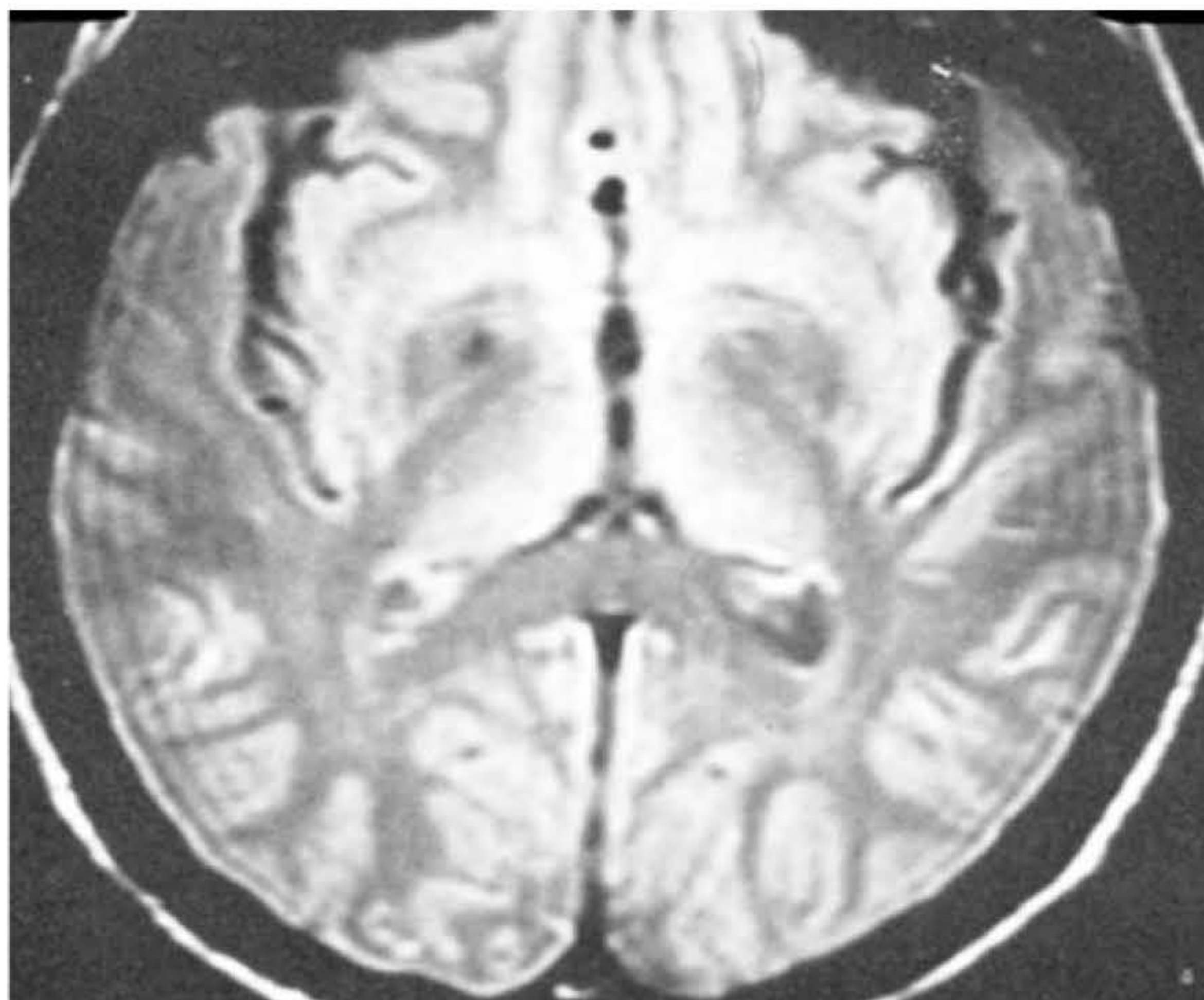
### Solução

É fundamental evitar a subamostragem de dados. Para isso, o número de etapas de codificação de fase é aumentado. Por exemplo, use uma matriz de  $256 \times 256$ , em vez de uma de  $256 \times 128$ .

## Artefato de suscetibilidade magnética

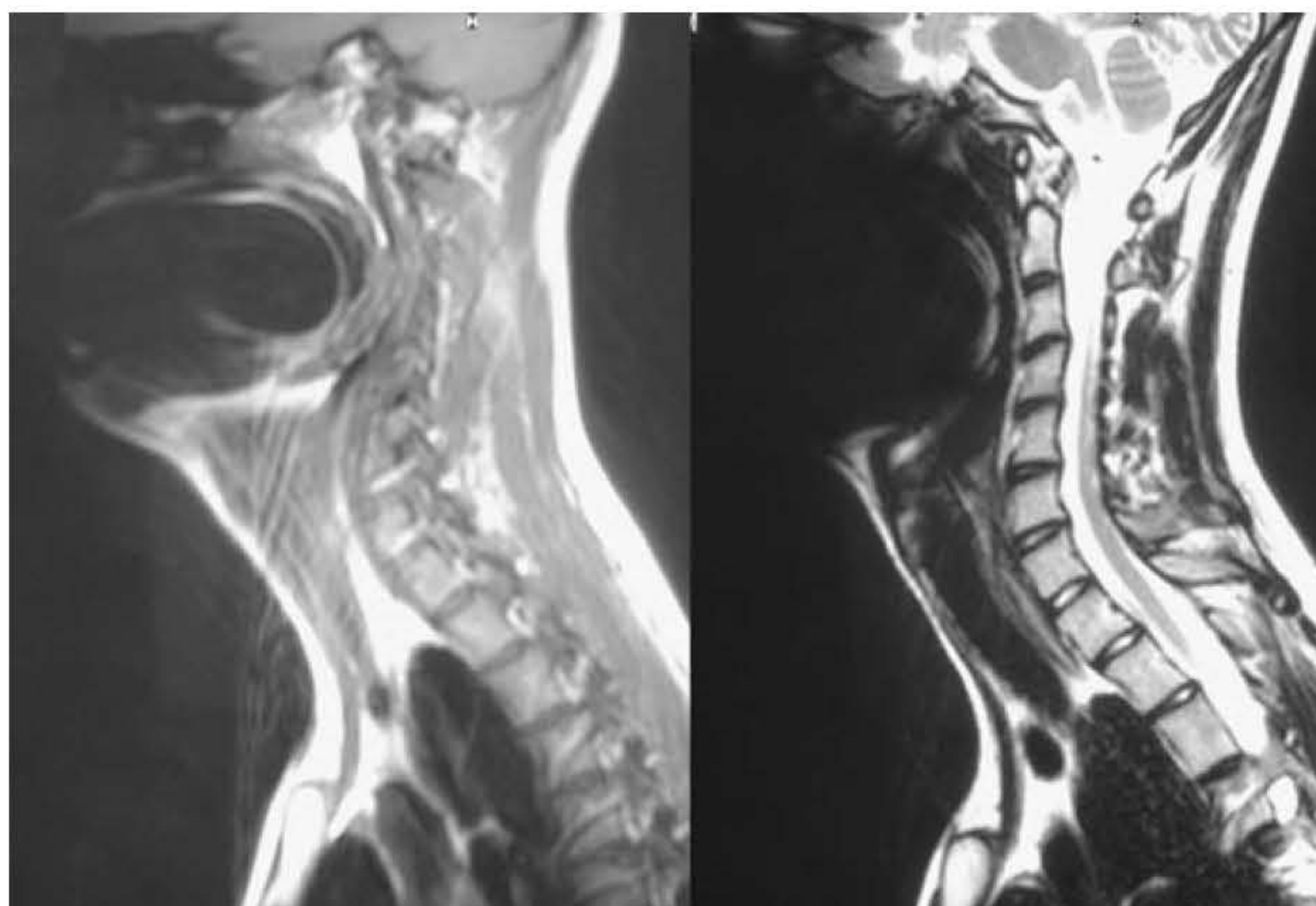
### Aparência

Esse artefato produz distorção da imagem juntamente com grandes vazios de sinal. A Figura 7.26 mostra um artefato de suscetibilidade magnética causado por um grampo de cabelo presente no volume da imagem.



**Figura 7.25** Imagem axial do cérebro mostrando artefato de truncamento, visualizado como linhas tênues nas adjacências da interface crânio-cérebro.





**Figura 7.26** Suscetibilidade magnética causada por um grampo de cabelo resultando em grande distorção da imagem.

## Causa

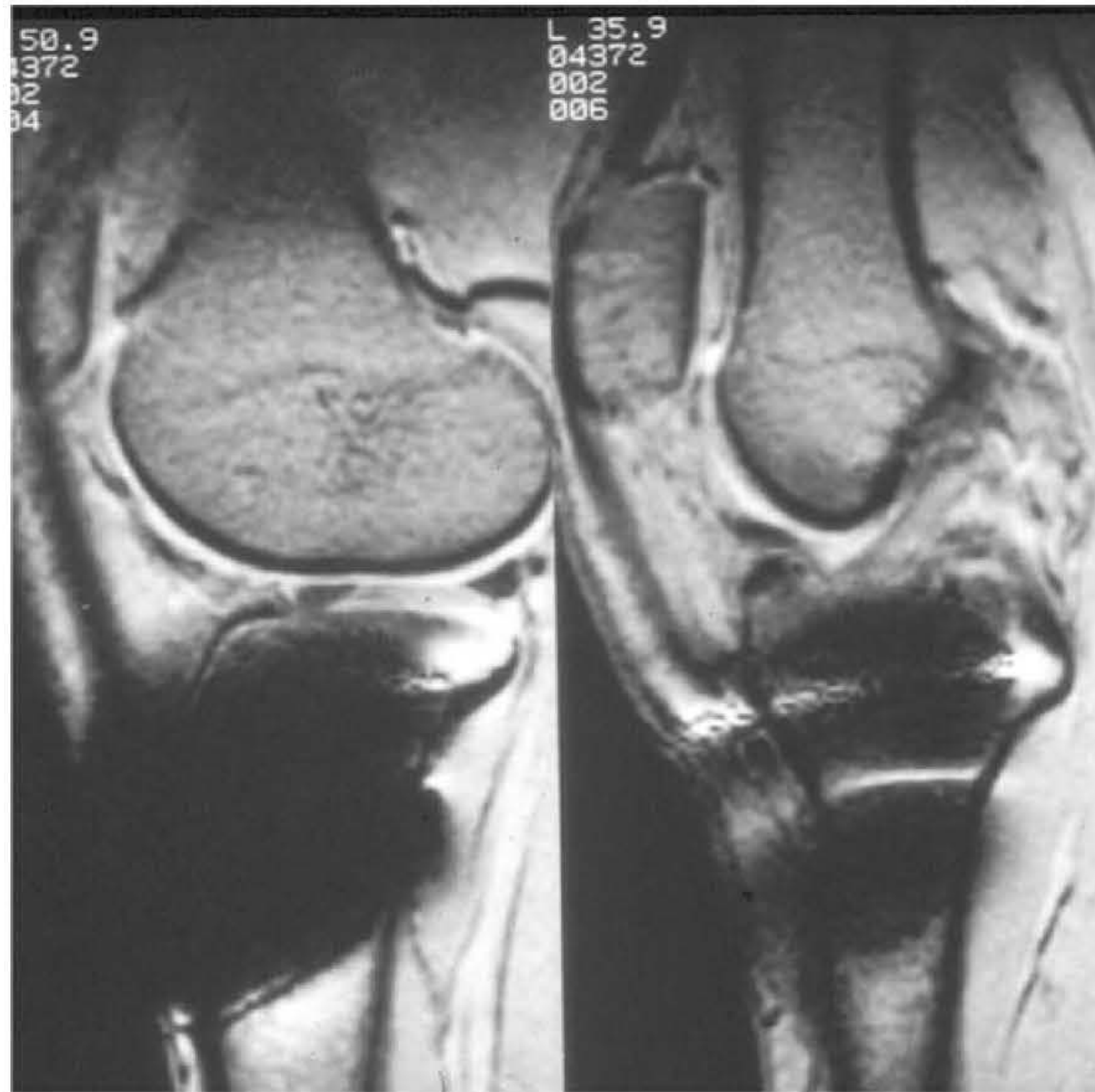
Suscetibilidade magnética é a capacidade de uma substância se tornar magnetizada. Diferentes tecidos magnetizam-se em diferentes graus, o que resulta em uma diferença de frequência precessional e de frequência de fase. Isso causa defasagem na interface destes tecidos e consequente perda de sinal. Na prática, a principal causa desse tipo de artefato é a presença de metal no volume de imagem, embora também possa ocorrer naturalmente pelo ferro existente em uma hemorragia, visto que esse elemento se magnetiza mais do que os tecidos adjacentes. Objetos ferromagnéticos apresentam alta suscetibilidade magnética e distorcem a imagem. O artefato de suscetibilidade magnética é mais proeminente em sequências gradiente-eco, uma vez que a reversão de gradiente não é capaz de fazer a compensação da diferença de fase na interface.

## Solução

Em determinadas circunstâncias, esse artefato pode auxiliar no diagnóstico, particularmente no caso de pequenas hemorragias, que só podem ser visualizadas pelo fato de produzirem o efeito de suscetibilidade magnética. Entretanto, em geral, esse artefato não é desejável e pode arruinar uma imagem. Existem várias soluções para isso.

- *Remova todos os objetos de metal.* Sempre se certifique de que o paciente tenha removido todos os objetos de metal do corpo antes de realizar o exame. Sempre verifique se o paciente é portador de cliques de aneurisma ou de implantes metálicos. A maioria dos implantes pode ser examinada, porém podem causar aquecimento no local (veja o Capítulo 10)
- *Use sequências spin-eco, em vez de gradiente-eco.* O pulso de refasagem de  $180^\circ$  usado nas sequências spin-eco é muito efetivo na compensação de diferenças de fase entre a gordura e a água, enquanto as sequências gradiente-eco não o são. Nas Figuras 7.27 e 7.28 foram usadas sequências gradiente-eco e spin-eco, respectivamente. O objeto metálico na tíbia produz artefato de suscetibilidade magnética nas duas imagens, mas o efeito é significativamente reduzido na sequência spin-eco. O mesmo efeito é produzido quando se utiliza uma sequência SS-SFE em oposição à FSE tradicional. O longo trem de ecos usado em imagens *single shot* aumenta a refasagem pela adição de pulsos de refasagem de  $180^\circ$ . Consequentemente, o artefato é significativamente reduzido





**Figura 7.27** Imagem sagital do joelho em sequência gradiente-eco com parafusos na tíbia. A suscetibilidade magnética produziu uma grande distorção na imagem.



**Figura 7.28** Imagem sagital do joelho do mesmo paciente mostrado na Figura 7.27, em sequência *spin-eco*. O artefato foi reduzido.



- *Reduza o TE.* Tempos de eco muito longos permitem a ocorrência de maior defasagem entre tecidos com suscetibilidades diferentes, por conseguinte, um TE curto reduz este artefato. Grandes larguras de banda de recepção também reduzem o TE (veja o Capítulo 3), portanto, essa também é uma boa solução quando se defrontar com esse artefato.

## Excitação cruzada e interferência entre os cortes (cross-talk)

### Aparência

210

Fatias adjacentes na aquisição mostram diferentes contrastes de imagem (Figura 7.29).

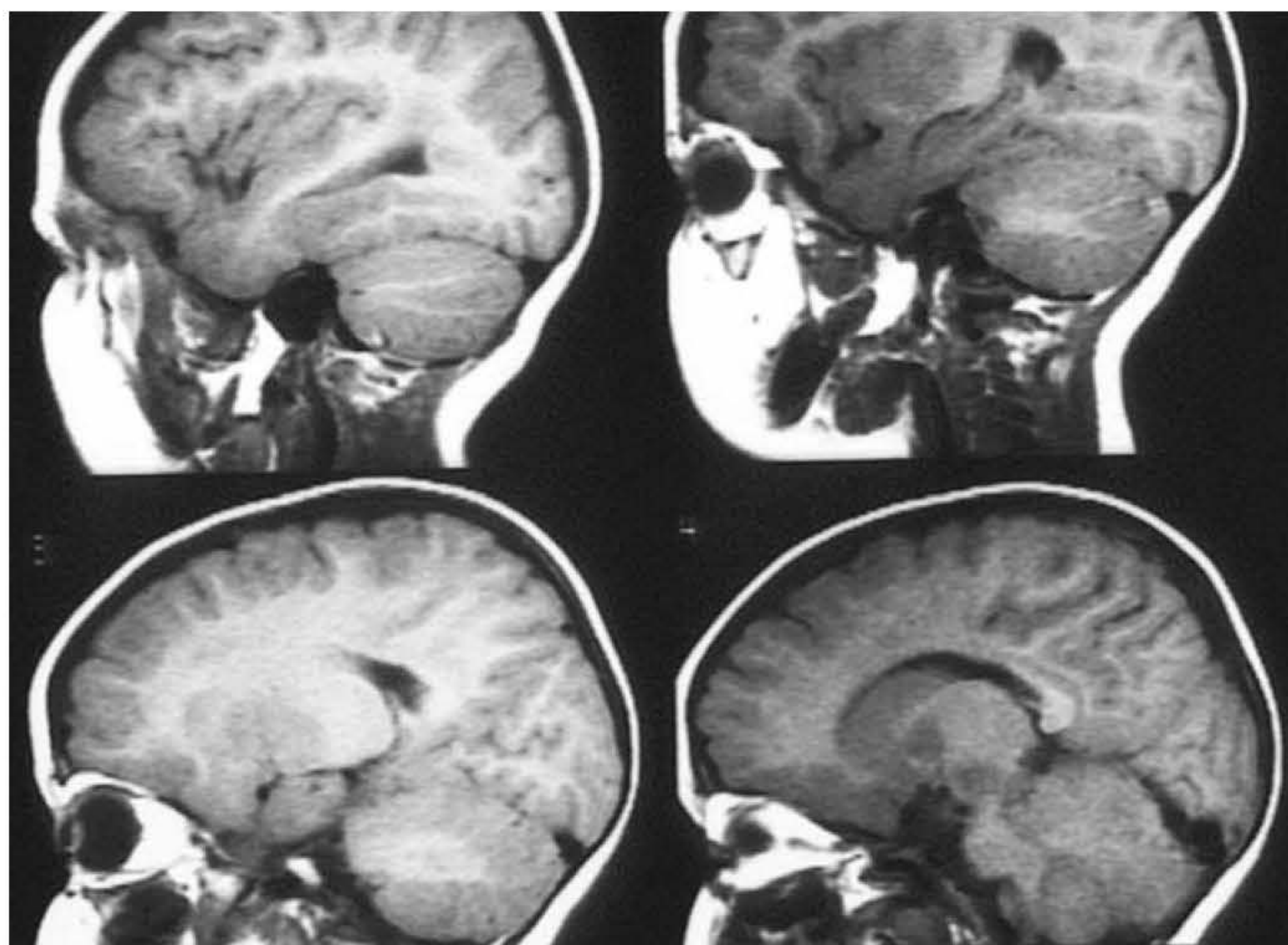
### Causa

Um pulso de excitação de RF não é exatamente quadrado. A largura do pulso deve ser a metade de sua amplitude, mas normalmente varia em até 10%. O resultado disso é que os cortes adjacentes ao pulso de excitação de RF são excitados por ele. Os cortes adjacentes recebem energia do pulso de excitação de RF de seus vizinhos (Figura 7.30).

Essa energia “empurra” o VME dos núcleos em direção ao plano transversal, de modo que se tornam saturados quando eles mesmos sofrem excitação. Esse efeito é chamado de **excitação cruzada** e afeta o contraste da imagem. O mesmo efeito é produzido por dissipação de energia aos cortes adjacentes, já que os núcleos no interior do corte selecionado relaxam em direção ao  $B_0$ . Estes núcleos perdem energia devido ao relaxamento rotação-quadratura e podem dissipar essa energia para os núcleos dos cortes vizinhos. Esse efeito é especificamente denominado interferência entre os cortes (**cross-talk**) e não deve ser confundido com excitação cruzada.

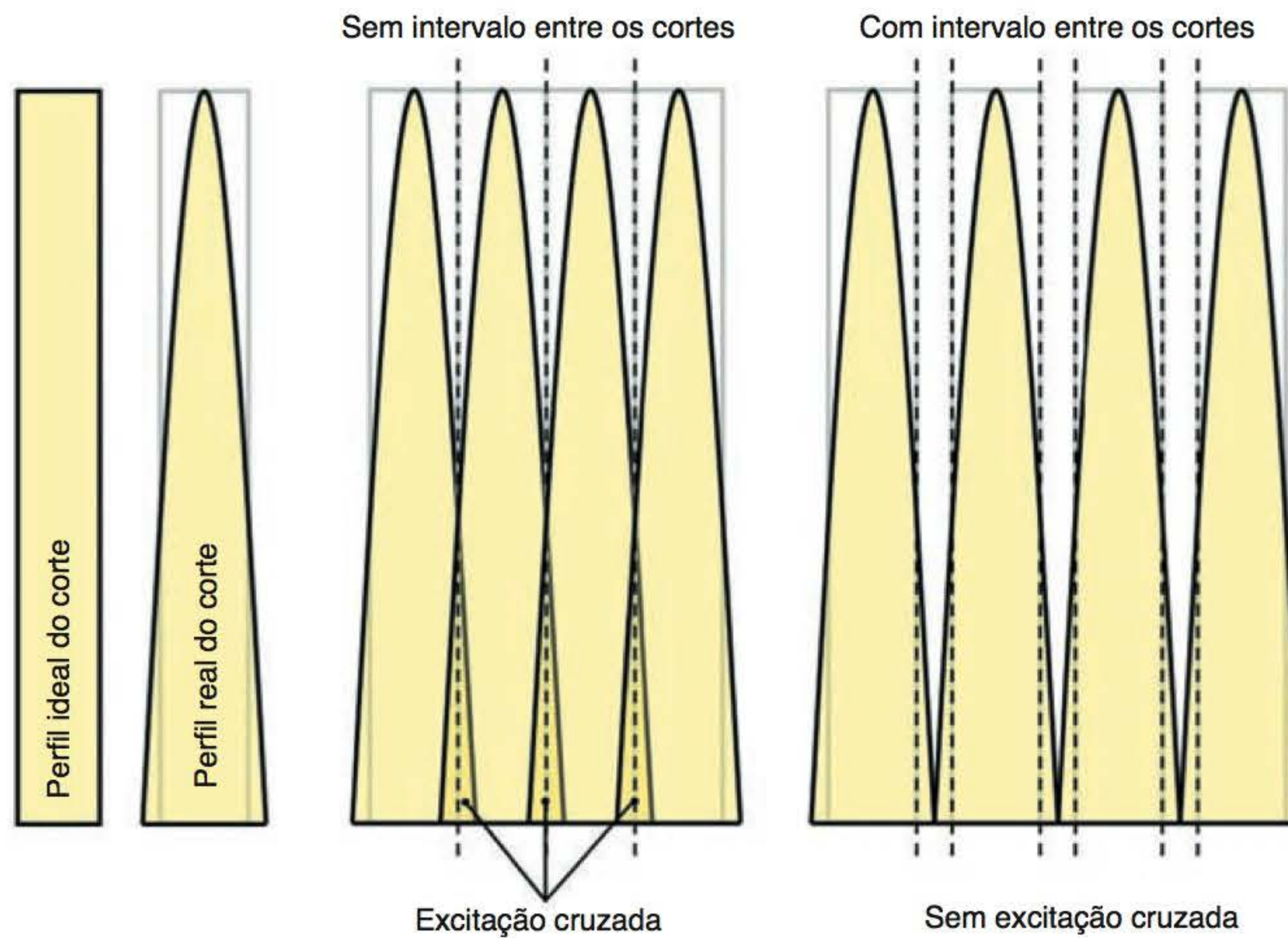
### Solução

O efeito de interferência entre os cortes nunca pode ser completamente eliminado, uma vez que é causado pela dissipação natural de energia do núcleo. A excitação cruzada pode ser redu-



**Figura 7.29** Alterações de contraste entre os cortes como resultado de excitação cruzada.





**Figura 7.30** Excitação cruzada.

zida garantindo que exista um intervalo (*gap*) de pelo menos 30% entre os cortes. Isso representa 30% da espessura do próprio corte, e reduz a possibilidade de que o pulso de excitação de RF excite os cortes adjacentes.

Por exemplo, se a espessura selecionada para o corte é de 5 mm, use um intervalo de 2 mm (40% de 5 mm), e não um intervalo de apenas 1 mm (20% de 5 mm). Além disso, a maioria dos sistemas excita cortes alternados durante a aquisição, de modo que existe algum tempo para o decaimento da excitação cruzada em cortes adjacentes antes que seja sua vez de sofrer excitação. Por exemplo, a ordem de excitação dos cortes é 1, 3, 5, 7, 2, 4, 6, 8. As fatias 1 a 7 têm tempo de decair sua excitação cruzada, enquanto as fatias 2 a 8 estão sendo excitadas (em aproximadamente metade do TR).

Um processo denominado **intercalação** ou **concatenação** aumenta esse tempo ainda mais. Com a intercalação, cortes alternados são excitados e divididos em duas aquisições. Dessa maneira, a excitação cruzada criada nos cortes adjacentes tem tempo para que uma aquisição completa decaia antes que seja sua vez de ser excitado. Por exemplo, a ordem de excitação dos cortes na primeira aquisição é 1, 3, 5, 7 e, na segunda, 2, 4, 6, 8. As fatias de 1 a 7 têm tempo para uma aquisição completa (alguns minutos) decair enquanto as fatias de 2 a 8 estão sendo excitadas. Quando se usa intercalação não é necessário o intervalo entre os cortes.

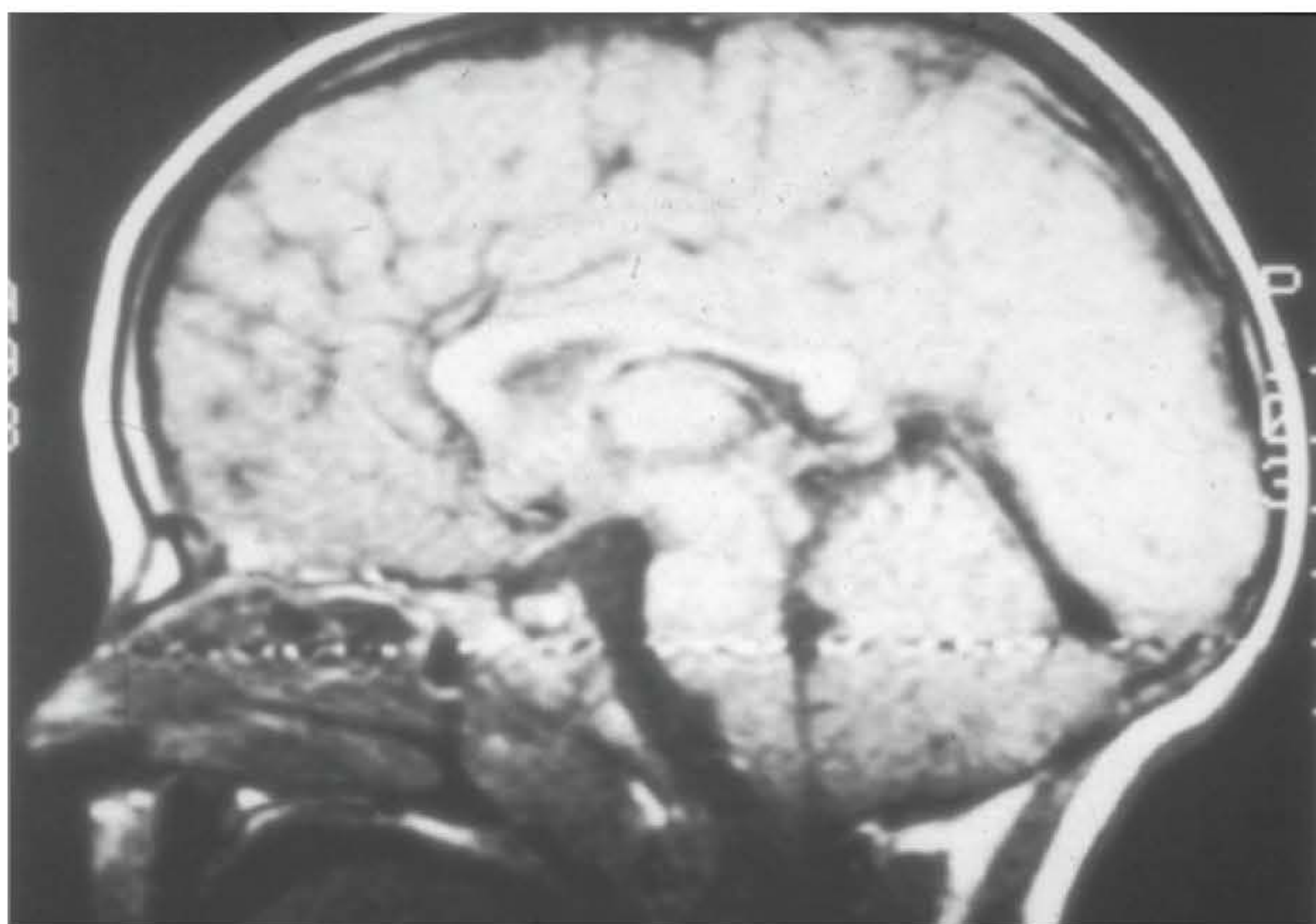
Alguns sistemas usam um *software* para “preparar” os pulsos de RF de modo que seja menos provável que os núcleos adjacentes sejam excitados. Isso reduz a excitação cruzada, mas frequentemente resulta em certa perda de sinal, uma vez que parte dos pulsos de RF é perdida no processo de preparo. Ainda é uma boa ideia usar um pequeno intervalo de 10% quando empregar esse *software*.

## Artefato em zíper

### Aparência

O artefato em zíper surge como uma linha densa sobre a imagem em um ponto específico (Figura 7.31).





**Figura 7.31** Artefato em zíper visualizado como uma linha horizontal que corta a imagem.

## Causa

O artefato é causado pela entrada na sala de exame de RF externa em determinada frequência que interfere no sinal inerentemente fraco proveniente do paciente. É causado por defeitos (fissuras) na blindagem contra RF da sala.

## Solução

Chame o engenheiro para localizar a fissura e consertá-la.

## Artefato de sombreamento (shading)

### Aparência

Este artefato produz uma diferença na intensidade de sinal através do volume da imagem.

### Causa

O sombreamento é um artefato que produz perda na intensidade do sinal em uma parte da imagem. A causa principal é a excitação irregular dos núcleos do corpo do paciente devida aos pulsos de RF aplicados em ângulos de inclinação diferentes de  $90^\circ$  e  $180^\circ$ . O sombreamento também pode ser causado por colocação anormal de carga sobre a bobina ou pelo acoplamento da bobina em determinado ponto. Isso pode ocorrer com pacientes corpulentos que encostam em um dos lados da bobina de corpo e a acoplam neste ponto. O sombreamento também pode ser causado por heterogeneidades do campo magnético principal, que pode melhorar pela aplicação de *shimming* (veja o Capítulo 9).

### Solução

Verifique sempre se a bobina está carregada corretamente, isto é, se a bobina de tamanho apropriado está sendo usada para as estruturas anatômicas que serão examinadas, e se o corpo do paciente não está em contato com a bobina. O uso de calços de espuma ou bolsas d'água



entre a bobina e o corpo do paciente geralmente é suficiente para resolver o problema. Além disso, verifique também que os parâmetros adequados tenham sido obtidos antes de iniciar o exame (veja o Capítulo 3), na medida em que determinam a correta frequência de excitação e amplitude dos pulsos de RF aplicados.

## Artefato de Moiré

### Aparência

Este artefato aparece como uma franja em preto e branco na borda do FOV na Figura 7.32. É sempre visualizado em imagens por sequência gradiente-eco.

213

### Causa

É uma combinação de *wrap* e heterogeneidade em sequências gradiente-eco. Em imagens coronais, especialmente se os braços do paciente encostarem no tubo do magneto, os pixels fazem *wrap* uns sobre os outros porque as estruturas anatômicas estão fora do FOV, mas produzindo sinal. As heterogeneidades fazem com que este *wrap* fique em fase e fora de fase, causando a aparência de franja.

### Solução

Use sequências *spin*-eco ou certifique-se de que o paciente mantenha os braços dentro do FOV.



**Figura 7.32** Artefato de Moiré visto como um padrão em listras de zebra nas bordas do FOV.



# Ângulo mágico

## Aparência

O ângulo mágico é percebido em tecidos que contêm colágeno (como nos tendões) como sinal de alta intensidade. Na Figura 7.33, o colágeno pode ser visualizado no tendão patelar e pode ser confundido com uma patologia.

## Causa

214

Ocorre quando estruturas que contêm colágeno estão posicionadas em um ângulo de  $55^\circ$  em relação ao campo principal. A forma anisotrópica das moléculas de colágeno provoca a redução das interações *spin-spin* até zerarem, de modo que o tempo de decaimento T2 aumenta quando estruturas contendo colágeno estão posicionadas neste ângulo em relação a  $B_0$ . Isso causa um aumento na intensidade do sinal na estrutura, quando são empregados TE curtos.

## Solução

Mude o ângulo da estrutura ou o TE.

Existem outros tipos de artefato que são causados por problemas no funcionamento do equipamento. A perda de um gradiente, por exemplo, causa distorção na imagem, e alterações de correntes induzidas nas bobinas de gradiente podem causar artefatos de fase, na medida em que criam deslocamentos de fase adicionais e indesejáveis. Além disso, erros na aquisição de dados



**Figura 7.33** Artefato do ângulo mágico visualizado como área de alta intensidade de sinal na borda inferior do tendão patelar.



causam uma diversidade de artefatos, que, na maioria das vezes, imitam a roupa. Geralmente eles desaparecem se o exame for repetido.

No geral, contudo, os artefatos produzidos em RM podem ser compensados até certo ponto, e isso está resumido na Tabela 7.1.

**Tabela 7.1** Artefatos e soluções.

Artefato	Eixo	Solução	Problema
Artefato de movimento	Fase	Troque fase e frequência	Pode exigir anti-aliasing
		Sincronização	TR variável
			Contraste de imagem variável
			Aumenta o tempo de exame
		Pré-saturação	Pode perder um corte
Deslocamento químico	Frequência	Refasagem do momento gradiente	Aumenta TE mínimo
		Aumente a largura de banda	Reduz TE mínimo disponível
			Diminui SNR
		Reduza o FOV	Reduz SNR
			Aumenta a resolução
Artefato fora de fase	Fase e frequência	Use saturação química	Reduz SNR
			Pode perder alguns cortes
		Selecione um TE na periodicidade da gordura e água	Pode perder um corte se TE for muito elevado
Aliasing	Fase e frequência	Sem <i>wrap</i> de frequência	Nenhum
		Sem <i>wrap</i> de fase	Pode reduzir SNR
			Pode aumentar o tempo de exame (Siemens)
			Aumenta artefato de movimento (GE/Philips)
		Aumente o FOV	Reduz a resolução
Zíper	Frequência	Chame o engenheiro	Enfureça o engenheiro!
Suscetibilidade magnética	Fase e frequência	Use <i>spin-eco</i>	Não é sensível a fluxo
			Hemoderivados podem não ser visualizados
		Remova objetos de metal	Nenhum
Sombreamento ( <i>shading</i> )	Fase e frequência	Verifique o <i>shim</i>	Nenhum
		Carregue a bobina corretamente	Nenhum
Movimentação do paciente	Fase	Use antiespasmódicos	Gera custo
			Invasivo
		Imobilize o paciente	Nenhum
		Aconselhe o paciente	Nenhum
		Use todas as soluções para movimento de fluxo	Veja os anteriores
		Sedação	Possibilidade de efeitos colaterais
			Invasivo
			Gera custo
			Exige monitoramento

(continua)



**Tabela 7.1** Artefatos e soluções. (*Continuação*)

Artefato	Eixo	Solução	Problema
Interferência entre os cortes ( <i>cross-talk</i> )	Seleção de corte	Nenhuma	Nenhum
Excitação cruzada	Seleção de corte	Intercalação	Dobra o tempo de exame
		Preparo dos pulsos de RF	Reduz SNR
Moiré	Frequência e fase	Use SE	Nenhum
		O corpo do paciente não deve encostar no tubo	Nenhum
Ângulo mágico	Frequência e fase	Mude ligeiramente o TE	Nenhum
		Mude a posição do paciente	Nenhum



# 8

## Aquisição de Imagens Vasculares e Cardíacas

- Introdução, 217
- Técnicas convencionais de RM para aquisição de imagens vasculares, 218
- Angiorressonância magnética, 224
- RM cardíaca, 242
- Sincronização cardíaca, 243
- Sincronização periférica, 249
- Pseudossincronização, 251
- Aquisição de imagens cardíacas multifase, 251
- Cine-RM, 252
- SPAMM, 255

### Introdução

Antes do surgimento da RM e da ARM (angiorressonância magnética), era necessário que o paciente fosse submetido a procedimentos de angiografia convencional e/ou cateterismo cardíaco, para o exame da anatomia vascular, além de ultrassonografia (US) com Doppler, para o estudo da velocidade e do sentido do fluxo. A RM permite a correlação direta da imagem entre a velocidade do fluxo hemodinâmico e a morfologia, com pouco ou nenhum desconforto para o paciente.

Existem vários métodos que empregam RM e/ou ARM para avaliação do sistema neurovascular, cardiovascular ou vascular periférico. Existe uma série de técnicas de aquisição de imagens vasculares em RM para avaliação não invasiva tanto da morfologia (anatomia dos vasos) quanto da hemodinâmica (fluxo no interior dos vasos) do sistema vascular. Estas técnicas incluem RM convencional – com opções de aquisição de imagens que permitam a visualização vascular e ARM (adquirida para visualização do sangue em movimento).

As técnicas de RM incluem:

- aquisições em sequências *spin*-eco com pré-saturação espacial (para sangue escuro)
- aquisições em sequências gradiente-eco com anulação dos momentos gradiente (para sangue brilhante)
- técnicas de subtração (com aquisição durante a sístole e a diástole – depois subtraídas) que permitem a visualização de estruturas vasculares.

As técnicas de ARM incluem:

- ARM com subtração digital (adquirida com e sem gadolínio)
- tempo de voo (TOF, *time of flight*) (ARM-TOF, 2D e 3D)
- contraste de fase (PC, *phase contrast*) (ARM-PC, 2D e 3D)
- ARM em aquisições com realce pelo contraste, multifase e cine).



As técnicas de RM e ARM baseiam-se na movimentação do sangue no interior dos vasos (mais do que na anatomia propriamente dita) para mostrar a vascularização em imagens por RM. Além disso, a aquisição de imagens do fluxo sanguíneo vale-se principalmente do movimento de primeira ordem para otimizar a qualidade da imagem (veja o Capítulo 6).

Geralmente, o sangue não flui em velocidade constante, mas em pulsos. O movimento pulsátil está mais próximo aos movimentos de terceira ou segunda ordem, mais do que dos de primeira ordem (consulte o Capítulo 6 para maiores informações sobre os fenômenos de fluxo). Por isso, existem diversas considerações práticas associadas à aquisição de imagens vasculares em RM. Este capítulo discutirá as técnicas empregadas para a aquisição de imagens vasculares por RM, incluindo RM e ARM.

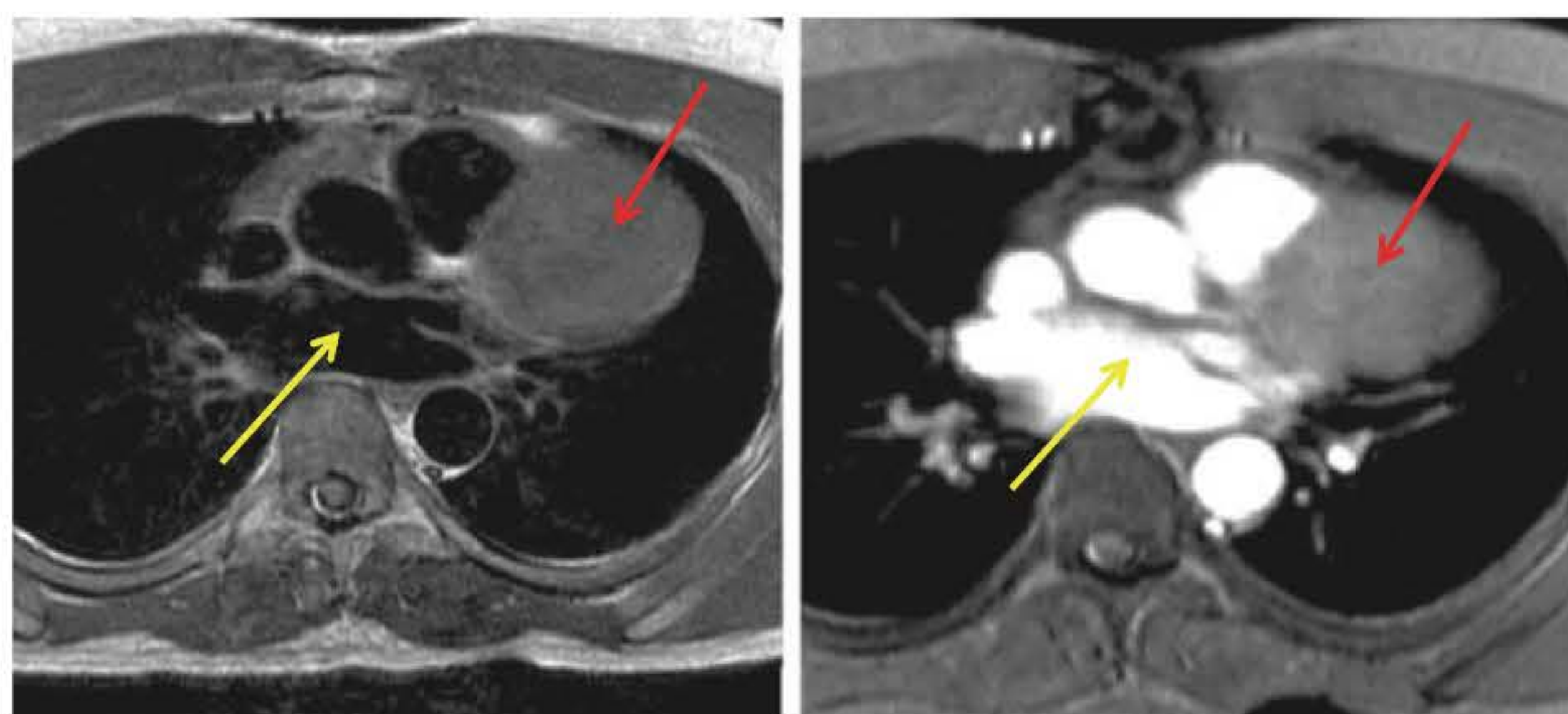
## 218 Técnicas convencionais de RM para aquisição de imagens vasculares

Uma vez que o sangue aparece de modo diferente nos diversos tipos de sequência de pulso, a RM pode ser empregada para avaliar estruturas vasculares. As técnicas de aquisição de imagens vasculares por RM incluem diversas sequências:

- *spin-eco*
- *spin-eco rápida*
- inversão-recuperação
- técnicas gradiente-eco (Figura 8.1).

Sequências *spin-eco*, *spin-eco rápida* ou turbo e de inversão-recuperação (adquiridas com a combinação de pulsos de RF de  $90^\circ$  e  $180^\circ$ ) normalmente produzem imagens nas quais o sinal do sangue foi substancialmente eliminado, o que é conhecido como **técnica do sangue escuro**. As sequências gradiente-eco produzem imagens nas quais o sangue aparece brilhante, o que é conhecido como técnica do sangue brilhante (veja o Capítulo 5).

Essas sequências de pulso podem ser suplementadas com algumas opções, como a anulação do momento gradiente (GMN, *gradient moment nulling*), para reduzir o mapeamento incorreto de fase proveniente do alto sinal emitido pelo sangue que flui, e a pré-saturação espacial (SAT), para reduzir o sinal do sangue. Como foi discutido no Capítulo 6, existem métodos opcionais que podem ser utilizados para reduzir artefatos de movimento de núcleos em movimento e/ou para



Aquisição axial SE T1

Aquisição axial GE T1

**Figura 8.1** As figuras mostram imagens de sangue escuro em sequência SE (à esquerda) e de sangue brilhante em sequência GE (à direita) do tórax no nível das artérias pulmonares (indicadas com setas amarelas). Observe que a vascularização aparece brilhante nas aquisições GE e escura na sequência *spin-eco*. Esse paciente apresenta massa no átrio direito do coração (indicada pela seta vermelha) que tem as mesmas características de contraste tanto na imagem SE quanto GE.



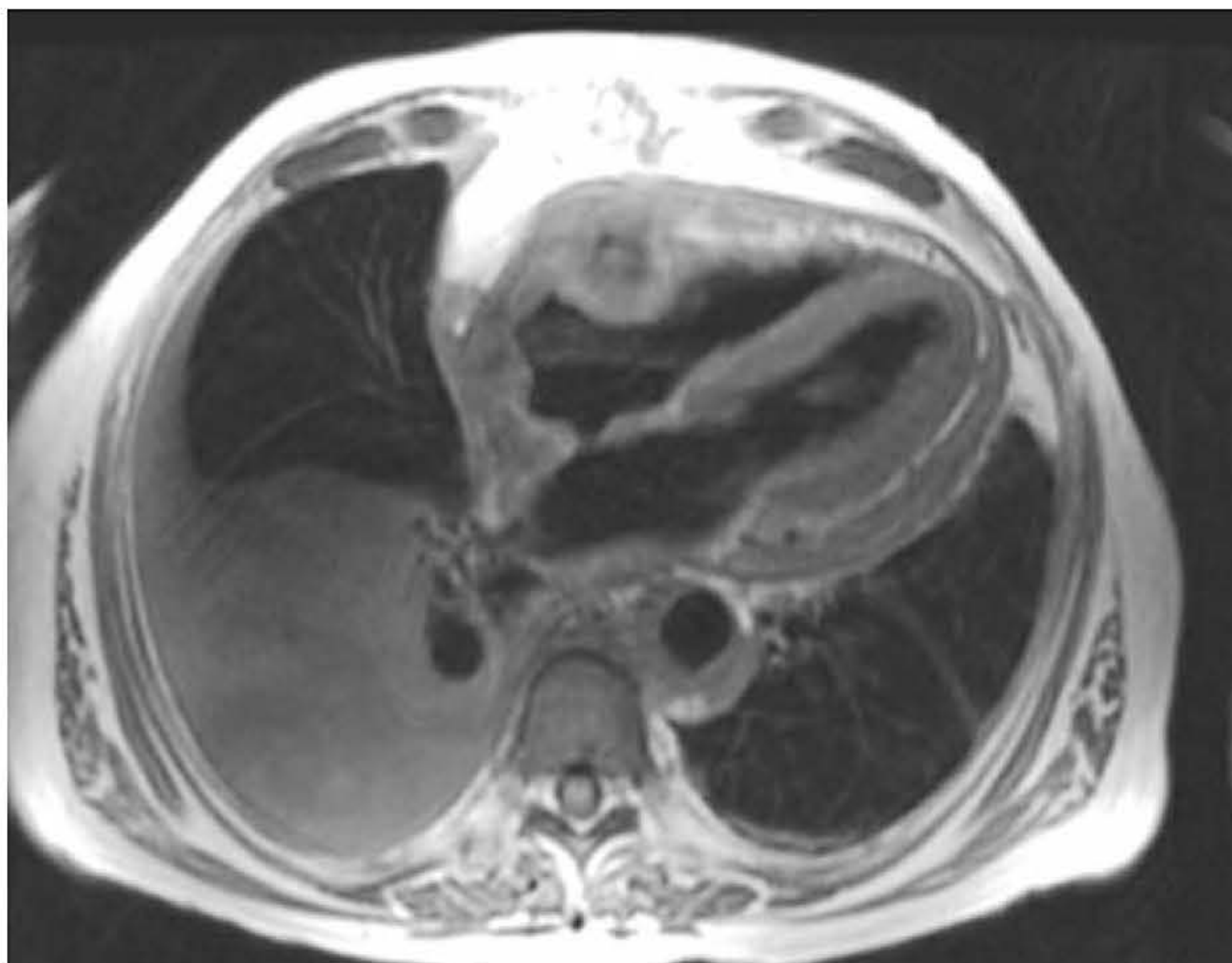
criar hipo ou hiperintensidade do sinal proveniente do lúmen dos vasos. Essas opções aumentam o contraste entre o lúmen do vaso e os tecidos adjacentes, promovendo o realce associado ao fluxo ou a perda de sinal de alta velocidade. Portanto, essas técnicas podem ser muito úteis para demonstrar patologias vasculares, funcionando como complemento à ARM e/ou quando sequências de ARM não estão disponíveis. As sequências para aquisição de imagens (SE, FSE, IR e GE) e as técnicas opcionais (GMN e SAT) serão descritas aqui, no contexto da aquisição de imagens vasculares.

## Técnica do sangue escuro

Nos exames de ARM dependentes do fluxo sanguíneo, o objetivo principal é aumentar a nitidez da vascularização, de modo que o lúmen apareça na imagem mais brilhante ou mais escuro que os tecidos adjacentes. Podem ser empregadas diversas técnicas para produzir imagens onde os vasos apareçam escuros. Entre elas, as aquisições em sequência *spin*-eco (com aplicação de pulsos de pré-saturação fora do volume da imagem) e/ou sequências de inversão-recuperação (com aplicação de múltiplos pulsos de RF, conhecidas como sequências IR dupla ou IR tripla).

Nas sequências *spin*-eco, o fluxo sanguíneo frequentemente aparece escuro, permitindo a visualização do vaso em relação aos tecidos adjacentes (Figura 8.2). Para detecção do sinal em imagens por RM adquiridas em sequências *spin*-eco, os núcleos devem receber uma combinação de (pelo menos) dois pulsos de RF. A combinação mais eficiente de pulsos de RF inclui um pulso de excitação de  $90^\circ$  seguido por um pulso de refocalização de  $180^\circ$ . Nas sequências *spin*-eco, os pulsos de  $90^\circ$  e de  $180^\circ$  são seletivos para o corte, de modo que somente os tecidos dentro do corte selecionado recebem e são afetados pelos dois pulsos. Pode ser, no entanto, que os núcleos em movimento recebam apenas um dos pulsos, e isso depende da espessura do corte, da velocidade do fluxo e do TE (veja o Capítulo 6).

Imagine o sangue fluindo por um vaso como a aorta abdominal. Se for feita uma aquisição no plano axial através do fígado, os tecidos estacionários receberão pulsos de  $90^\circ$  e de  $180^\circ$ . Os *spins* no sangue em fluxo (presentes na aorta) estão em movimento perpendicular ao corte axial. Dependendo da espessura do corte, do TE e da velocidade do fluxo, os *spins* em movimento podem não receber os dois pulsos. Isso é conhecido como perda de sinal por tempo de voo, e se



**Figura 8.2** Imagem axial do coração com a técnica de sangue escuro. O sangue nas câmaras cardíacas e na aorta torácica mostra baixa intensidade de sinal.



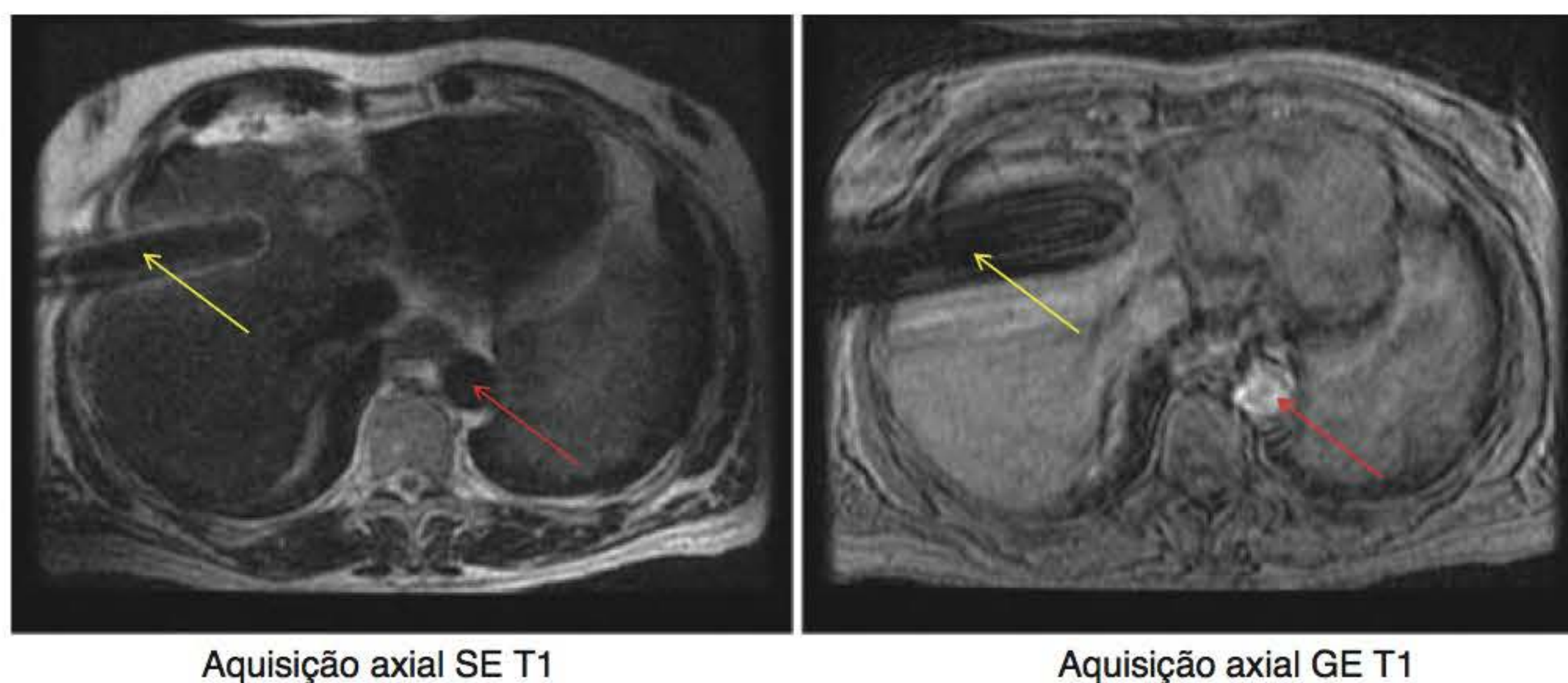
refere ao tempo que os *spins* levam para percorrer determinada distância (espessura do corte), em determinado tempo (TE). O resultado é um fluxo hipointenso no interior da aorta (Figura 8.3).

Além das aquisições por *spin-eco* convencional, sequências FSE também podem proporcionar imagens com vazão de sinal no lúmen uma vez que, do mesmo modo que nas sequências *spin-eco*, tanto o pulso de excitação de  $90^\circ$  como o trem de pulsos de refocalização de  $180^\circ$  são seletivos para corte.

Como as sequências inversão-recuperação são adquiridas pela combinação de pulsos de RF de  $90^\circ/180^\circ$ , também podem proporcionar imagens com sangue escuro. Entretanto, as sequências IR podem estar associadas ao tempo de exame, que pode chegar aos 20 minutos de duração, dependendo dos parâmetros selecionados. Para reduzir o tempo do exame, podem ser empregadas técnicas de inversão-recuperação rápidas (veja o Capítulo 5). Nas sequências IR, o pulso de inversão pode ser aplicado antes de uma sequência FSE. Nesse caso, aplica-se um pulso de inversão de  $180^\circ$ , seguido de uma aplicação convencional *spin-eco* rápida de  $90^\circ/180^\circ/180^\circ/180^\circ/180^\circ$ . Isso é chamado de sequência IR rápida ou FSE-IR. Lembre-se, o número de pulso de  $180^\circ$  aplicados após o pulso de excitação de  $90^\circ$  é denominado duração do trem de ecos (ETL, *echo train length*) ou fator turbo, que influencia o tempo de exame.

Em sequências IR rápidas, o fluxo sanguíneo pode aparecer ainda mais escuro pela aplicação de múltiplos pulsos de inversão. Uma técnica denominada IR dupla aplica um pulso de  $180^\circ$ , não seletivo para o corte, seguido de um pulso de  $180^\circ$ , seletivo para o corte, que restaura imediatamente a magnetização longitudinal dentro do corte. Um TI equivalente ao ponto nulo dos *spins* em movimento no sangue que penetra o corte permite a saturação deste fluxo por um pulso de excitação de  $90^\circ$  (Figura 8.4). Um pulso de inversão adicional, seletivo para corte, pode também ser aplicado durante o TI para anular especificamente o sinal da gordura no interior do corte. Este terceiro pulso de RF de  $180^\circ$  tem de ser cronometrado para que os pontos nulos da gordura e os *spins* em movimento coincidam. Desse modo, tanto a gordura quanto o sangue são saturados (IR tripla).

Todos os tipos de sequência *spin-eco* podem ser ainda mais aprimorados pela aplicação de pulsos de pré-saturação (SAT) (veja o Capítulo 6). A aquisição de imagens *spin-eco* com o uso de pulsos de pré-saturação fora do volume de imagem é extremamente efetiva na redução do sinal do fluxo sanguíneo que entra no corte, especialmente quando se emprega a ponderação em T1. Visto que é um fluido, o sangue é inerentemente hipointenso nas imagens ponderadas em T1 e os pulsos de saturação garantem que os *spins* que estão penetrando o corte tenham magnetização transversa mínima antes de entrar no volume de imagem. Esta técnica é particularmente indicada para demonstrar dissecação da camada íntima, uma vez que faz uma clara distinção entre o fluxo hipointenso e qualquer hemorragia relativamente hiperintensa na região subíntima.



Aquisição axial SE T1

Aquisição axial GE T1

**Figura 8.3** Técnica de sangue escuro em sequências *spin-eco* rápidas (à esquerda) e de sangue brilhante em sequências gradiente-eco (à direita) em imagens do abdome no nível do fígado. Observe que a vasculatura (a aorta está indicada pela seta vermelha) aparece brilhante na aquisição gradiente-eco e escura na sequência *spin-eco*. Este paciente está sendo submetido a uma biópsia de fígado direcionada por RM. Observe que a agulha da biópsia (no interior do fígado) apresenta um artefato de suscetibilidade maior na sequência gradiente-eco.





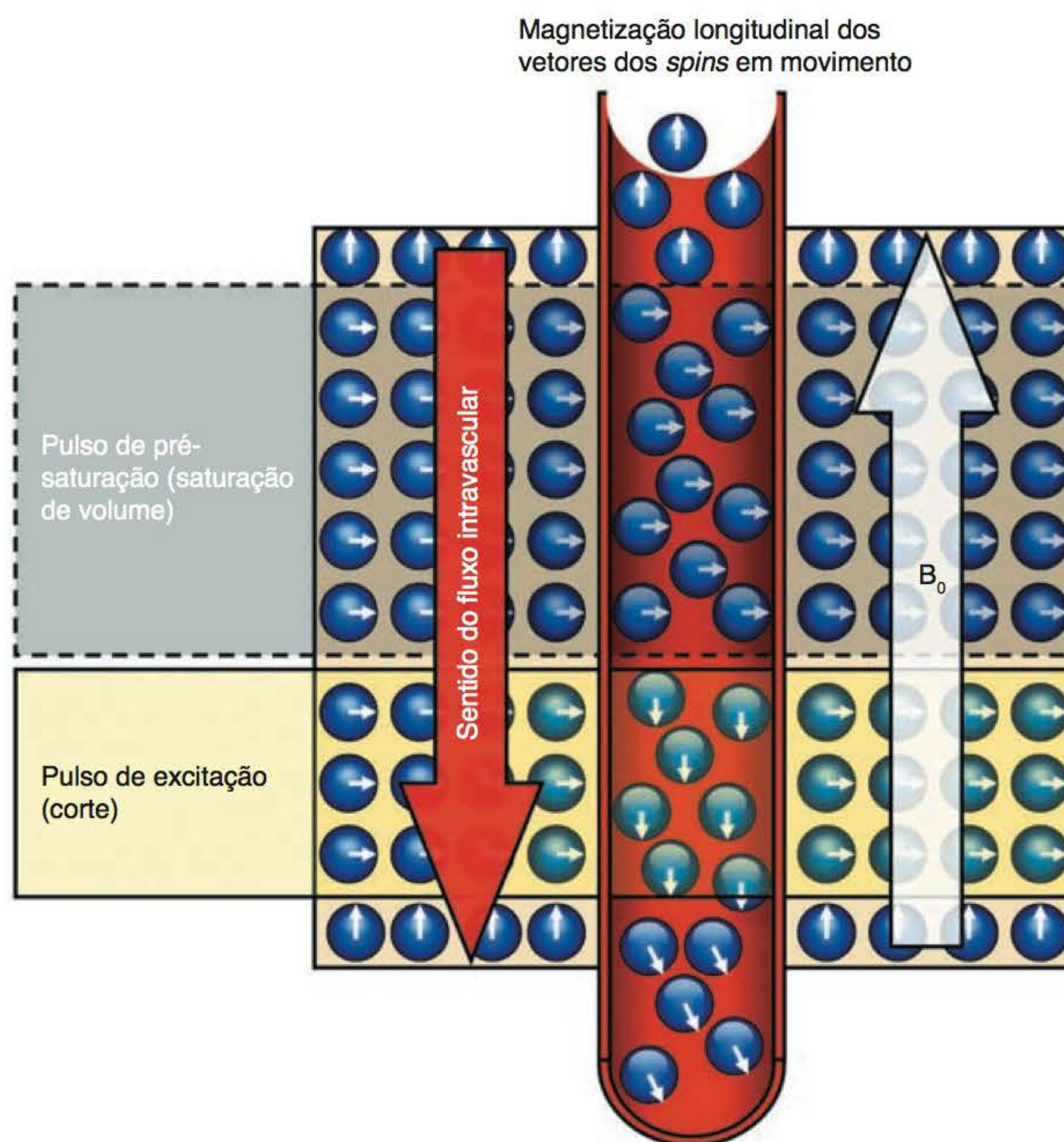
**Figura 8.4** Essa imagem foi adquirida com sequência IR dupla. O plano da imagem apresenta uma vista do eixo transversal do coração. Como o coração está orientado “obliquamente” na cavidade torácica, é necessária uma aquisição oblíqua dupla para permitir a visualização do plano axial do coração em si.

A pré-saturação espacial (também chamada de pulsos SAT ou bandas SAT) pode ser empregada para avaliar a perviedade dos vasos em todo o sistema cardiovascular. Como a pré-saturação usa pulsos de RF adicionais, a taxa de absorção específica (SAR, *specific absorption rate*, discutida no Capítulo 10) aumenta, o que pode reduzir o número de cortes disponíveis (tipicamente disponíveis para um dado TR). Pulsos de pré-saturação aplicados fora do corte (ou fora do FOV, ou fora do volume de imagem) inclinam o ângulo de magnetização dos *spins* em movimento em  $90^\circ$  na direção do plano transversal (Figura 8.5). Estes *spins*, então, penetram o corte e recebem um pulso de RF adicional de  $90^\circ$ . O ângulo de magnetização dos *spins* em movimento é, portanto, inclinado mais  $90^\circ$ . Sendo assim, os *spins* em movimento no corte ou no volume de imagem são saturados porque receberam tanto o pulso de saturação de  $90^\circ$  quanto o pulso de excitação de  $90^\circ$  (total de  $180^\circ$ ). O sinal de saturação dos *spins* em movimento ocorre porque não é dado tempo para que aconteça a recuperação da magnetização. Considerando-se que o fluxo sanguíneo no lúmen dos vasos aparece escuro, um sinal persistente após a aplicação de pulsos SAT indica fluxo lento, coágulo ou oclusão vascular.

## Técnica do sangue brilhante

As estruturas vasculares também podem ser visualizadas quando se faz os vasos aparecerem com sinal hiperintenso, e não hipointenso. Diversas técnicas podem ser empregadas para realçar o sinal do fluxo sanguíneo em RM, entre elas, sequências de pulso gradiente-eco, opções de aquisição de imagens, como refasagem do momento gradiente (também chamada de anulação do momento gradiente, GMN), e realce de contraste.



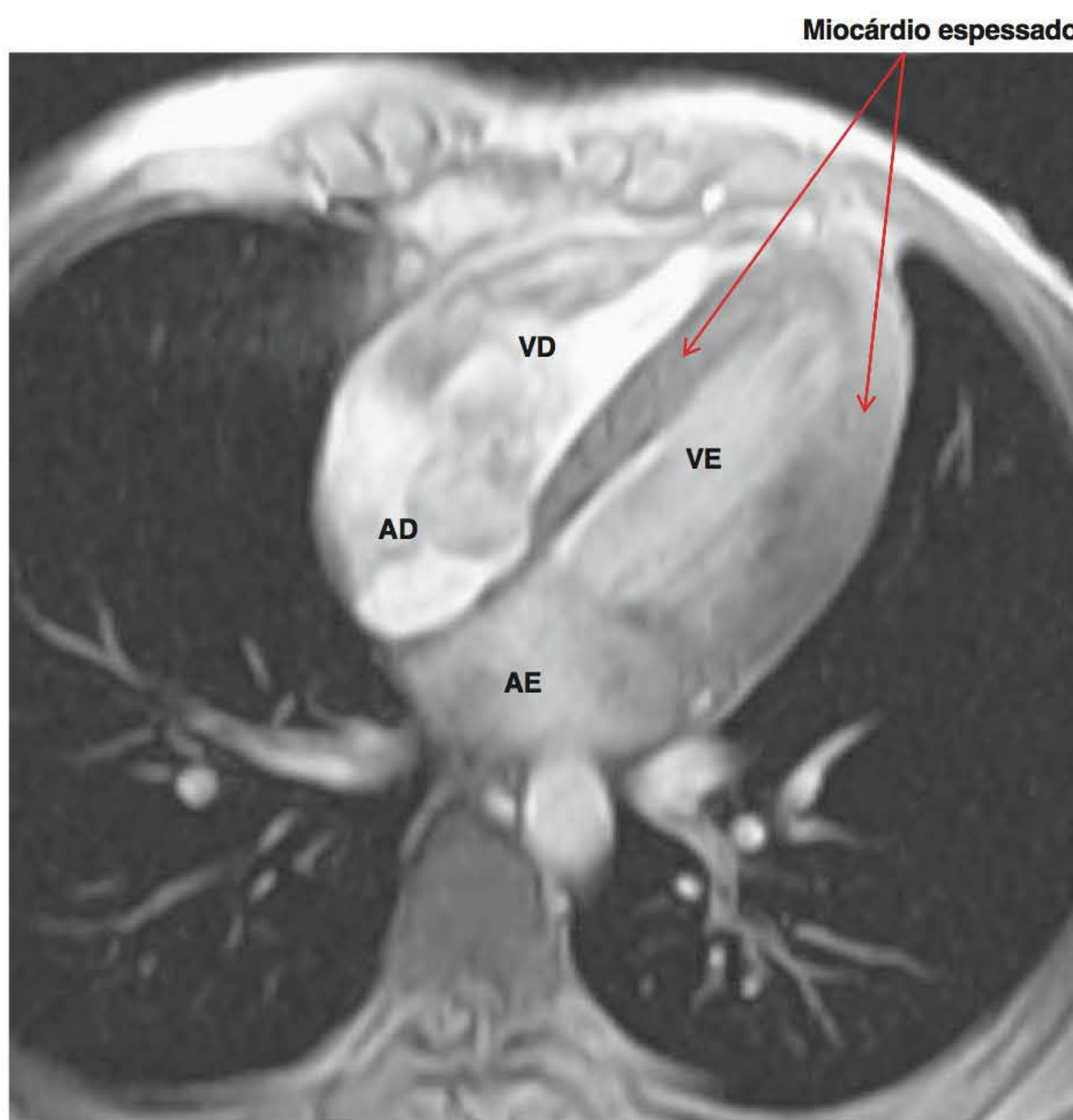


**Figura 8.5** Pré-saturação espacial para produção de sangue escuro. Observe que os momentos magnéticos dos núcleos no lúmen do vaso sanguíneo (no alto da ilustração) estão alinhados ao campo magnético principal ( $B_0$ ) ao longo do eixo Z. À medida que o sangue flui para baixo até o volume de saturação, ou banda SAT, seus núcleos recebem um pulso de RF de  $90^\circ$  e seus VME entram no plano transversal (XY). Conforme o sangue continua a descer (através do corte) os núcleos recebem outro pulso de RF de  $90^\circ$ . Observe que os momentos magnéticos dos núcleos estão agora alinhados a  $180^\circ$  em relação a sua posição original (no alto da imagem). Nesse ponto (e sem tempo de sofrer recuperação), os núcleos no sangue no corte estão saturados (e aparecem escuros na imagem).

Nas sequências gradiente-eco, o fluxo sanguíneo aparece brilhante na imagem, permitindo a visualização do vaso em relação aos tecidos adjacentes. Para detectar o sinal proveniente de aquisições em sequência gradiente-eco, os núcleos devem receber pelo menos um pulso de RF de excitação, seguido pela refasagem do gradiente. O pulso de excitação pode ser um pulso de RF de  $90^\circ$  ou com ângulo de inclinação diferente (dependendo do contraste desejado para a imagem). O pulso de RF de excitação é seletivo para corte, mas o gradiente é aplicado ao volume total de imagem. Portanto, *spins* em movimento são refocalizados independentemente de sua posição no volume de aquisição de imagem e retornam um sinal de alta intensidade.

Imagine o sangue fluindo em um vaso, como a aorta abdominal. Se um corte axial for adquirido na altura do fígado, todos os *spins* dentro do corte receberão um pulso de excitação de  $90^\circ$ . Os *spins* no sangue que flui na aorta movem-se perpendicularmente em relação ao eixo axial do corte e também receberão esse pulso de excitação. Aplica-se, então, o pulso de refasagem do gradiente ao volume inteiro de imagem. Isso fará com que todos os *spins* em movimento produzam sinal, caso tenham sido excitados em algum ponto. Como exemplo, um determinado *spin* poderia estar localizado no corte 1 quando o pulso de excitação foi aplicado, mas ainda emitirá sinal se refasado pelo gradiente à medida que passa pelo corte 10. Esta técnica pode ser chamada de **técnica do sangue brilhante** (Figura 8.6).



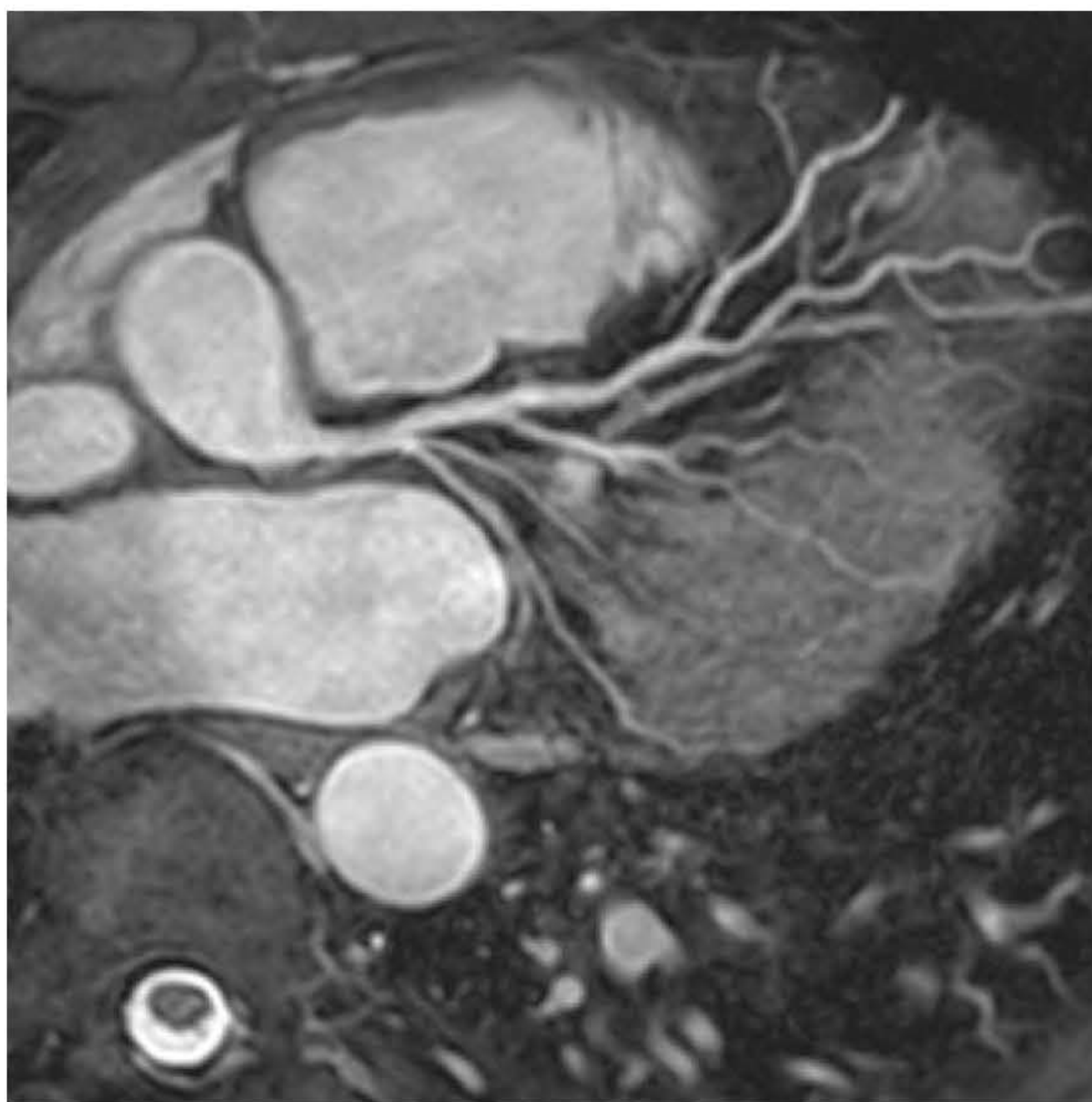


**Figura 8.6** Imagem axial do tórax em sequência GE com aquisição GMN, mostrando o alto sinal do fluxo sanguíneo das artérias pulmonares e sangue brilhante no interior das câmaras cardíacas. A imagem foi adquirida com realce de contraste. Observe que existe mais contraste no coração direito (incluindo o átrio direito [AD] e o ventrículo direito [VD]) do que no coração esquerdo (átrio esquerdo [AE] e ventrículo esquerdo [VE]).

Além da aquisição de imagens pela sequência gradiente convencional, existe uma técnica que usa a sequência de precessão livre no estado de equilíbrio com o sistema de gradiente balanceado (*consulte* a seção Gradiente-eco balanceado, no Capítulo 5). A utilização desta técnica de gradiente balanceado produz um desvio de fase efetivo de zero nos *spins*. Imagens em sequência gradiente-eco balanceado são adquiridas com TR e TE muito curtos. De fato, geralmente o valor de TE é a metade do valor de TR. Por exemplo, se o TR for 8 ms, então o TE será de 4 ms (dependendo das capacidades de gradiente do sistema de imagem). Uma aquisição em estado de equilíbrio produz contraste de imagem ponderado em T2/T1. Tecidos com alta razão T2/T1 (em líquidos estacionários e/ou em movimento, como o líquido cerebrospinal e o sangue) aparecem brilhantes na imagem. As sequências balanceadas são utilizadas para aquisição de imagens cardíacas (Figura 8.7), em colangiopancreatografia por ressonância magnética (MRCP), mielorressonância magnética e para a avaliação dos meatos acústicos internos (*veja* as Figuras 5.40 e 5.41).

A aquisição de imagens em sequência gradiente-eco pode ser ainda mais aprimorada pela aplicação de uma opção de imagem conhecida como anulação do momento gradiente (GMN) ou refasagem do momento gradiente (GMR) (*veja* o Capítulo 6). GMN é, geralmente, considerada uma técnica de compensação de velocidade de primeira ordem empregada para refocalizar *spins* em movimento, e assim visualizar prótons em velocidade lenta. Embora prótons em movimento (associado ao fluxo venoso sanguíneo ou ao fluxo de líquido cerebrospinal) não possam ser considerados movimentos de primeira ordem “perfeitos”, eles tendem a responder a essa opção de aquisição de imagens. A resposta é que os *spins* em movimento são refasados juntamente com





**Figura 8.7** Imagem das artérias coronárias em sequência gradiente-eco em estado de equilíbrio. Observe que o sinal do líquido no lúmen das artérias coronárias pode ser bem visualizado com o uso desta técnica.

*spins* estacionários, reduzindo a defasagem intravoxel. A GMN complementa o fluxo por fazer com que os vasos (que contêm *spins* em movimento lento) apareçam brilhantes na imagem e, portanto, realçando o sinal do fluxo sanguíneo e do líquido cerebrospinal.

A GMN é amplamente utilizada para aquisição de imagens do cérebro, corpo (tórax e abdome) e membros, e também para um efeito mielográfico do líquido cerebrospinal em imagens ponderadas em T2 da coluna vertebral. Entretanto, existem diversas limitações para o uso de refasagem do momento gradiente. Uma dessas limitações é que exige um TE mínimo mais longo devido ao uso de gradientes adicionais, o que resulta na redução do número de cortes disponíveis. Outra limitação é que a refasagem do momento gradiente não é muito efetiva para fluxos rápidos (como o fluxo arterial na cavidade torácica ou na cavidade abdominal). Contudo, a GMN é útil na visualização do fluxo lento encontrado nessas áreas.

### Saiba mais: técnicas de compensação e saturação do fluxo na aquisição de imagens vasculares

A pré-saturação pode ser empregada tanto nas sequências de pulso *spin*-eco quanto gradiente-eco; em determinadas circunstâncias, é indicado o uso tanto da pré-saturação (SAT) como da anulação do momento gradiente (GMN) na mesma sequência. Outra técnica para realçar o sinal do fluxo sanguíneo é a administração de agentes de contraste (veja o Capítulo 11).

## Angiorressonância magnética

Uma técnica sofisticada de aquisição de imagens do sistema vascular é a técnica conhecida como **angiorressonância magnética** (ARM). As técnicas de ARM utilizam variações de aquisições em sequência gradiente-eco para a produção de alto sinal dos vasos sanguíneos. O contraste



vascular é maximizado pelo realce do sinal proveniente de *spins* em movimento no fluxo sanguíneo e/ou pela supressão do sinal de *spins* estacionários localizados no tecido. Quando o sinal de *spins* estacionários é suprimido, a aparência da vasculatura é realçada pelo aumento do sinal de *spins* não saturados, que fluem até o volume de imagem e recebem pulsos de RF de excitação pela primeira vez (algumas vezes isso recebe o nome de **efeito de influxo** ou **inflow**, porém denominado com maior propriedade **fenômeno do corte de entrada**). Existem dois métodos para realizar a supressão de *spins* estacionários. Primeiro, podem ser realizadas duas aquisições que tratem igualmente os *spins* estacionários, mas que diferenciam os *spins* em movimento e fazem sua subtração. Segundo, se um TE curto que satura *spins* no volume de imagem for utilizado em combinação com o efeito *inflow*, consegue-se um alto grau de contraste vascular. Na ARM não é o vaso propriamente dito que é visualizado, mas o fluxo luminal. Atualmente, existem quatro técnicas básicas de ARM que utilizam fenômenos diferentes para aumentar o sinal dos *spins* em movimento e que podem ser empregadas para avaliar, de maneira não invasiva, o sistema cardiovascular. São elas:

- angiorressonância magnética com subtração digital (ARM-SD)
- angiografia por ressonância magnética com tempo de voo (ARM-TOF – *time of flight*)
- angiografia por ressonância magnética por contraste de fase (ARM-PC – *phase contrast*)
- angiografia por ressonância magnética com realce de contraste (ARM-CE – *contrast enhanced*).

## ARM com subtração digital

ARM com subtração digital, também conhecida com aquisição de imagens com sangue fresco, é uma técnica que permite a visualização da vasculatura em um campo de visão maior do que normalmente pode ser conseguido por outros métodos dependentes de fluxo. A técnica básica envolve a aquisição de dois conjuntos de dados ponderados em T2, um adquirido durante o fluxo sistólico e o outro durante a diástole. As imagens adquiridas durante a diástole apresentam alto sinal tanto para artérias quanto para veias – uma vez que o fluxo está momentaneamente lento nesse ponto do ciclo cardíaco. As imagens obtidas durante a sístole exibem perda de sinal nas artérias devido à defasagem intraluminal.

Pela subtração digital destes dois conjuntos de dados é, portanto, possível isolar o sinal proveniente das artérias ou das veias e ao mesmo tempo subtrair qualquer sinal de fundo.

Esta técnica oferece alguns benefícios associados à ARM com realce de contraste, principalmente a capacidade de se obter um campo de visão mais amplo, e sem os riscos relacionados com a administração de gadolínio em pacientes com sensibilidade ao composto. Deve ser lembrado, contudo, que o contraste nesta técnica se baseia no *movimento* e que, portanto, não é necessariamente uma descrição verdadeira da anatomia.

## ARM com tempo de voo (inflow ARM)

O sinal vascular produzido na ARM (ARM-TOF) vem do **realce ligado ao fluxo** (FRE, *flow-related enhancement*). Isso significa que o realce vascular na ARM-TOF está relacionado com o fluxo sanguíneo. Além disso, ARM-TOF fornece informações sobre o fluxo sanguíneo que corre perpendicular ao plano do corte. ARM-TOF produz contraste vascular pela manipulação da magnetização longitudinal dos *spins* estacionários. ARM-TOF utiliza uma sequência de pulso gradiente-eco incoerente (*spoiled* ou T1) em combinação com refasagem do momento gradiente para realçar o fluxo. Na ARM-TOF, o ângulo de inclinação e o TR são selecionados de modo que os *spins* estacionários possam ser saturados, enquanto o efeito *inflow* resultante do fluxo de *spins* não saturados totalmente magnetizado produz alto sinal vascular. Os *spins* em movimento (no lúmen de vasos pérvios) aparecem brilhantes na imagem. Com ângulos de inclinação e valores de TR apropriados, a ARM-TOF permite a formação de imagem com vasos brilhantes. Entretanto, se o TR for muito curto, os *spins* em movimento podem ser suprimidos, juntamente com os *spins* estacionários, reduzindo a nitidez dos vasos. As ARM-TOF podem ser realizadas em aquisições 2D e 3D.



## ARM-TOF 2D versus 3D

A ARM-TOF pode ser adquirida tanto em 2D (corte a corte) quanto em 3D (volume). Geralmente as aquisições ARM-TOF 3D são excelentes para alta resolução, para avaliação de pequenos vasos com fluxo de alta velocidade (vasculatura intracraniana associada ao círculo de Willis). As aquisições ARM-TOF 2D também são capazes de mostrar fluxos lentos e fornecer maior área de cobertura.

226

Em ARM-TOF 2D, um ângulo de inclinação entre 40° e 60°, juntamente com TR entre 40 e 50 ms, em geral é suficiente para maximizar o sinal sem suprimir o sinal dos núcleos em movimento. Dentro dessa faixa de valores de ângulo de inclinação e TR, a saturação dos *spins* em movimento ocorre somente a velocidades de aproximadamente 3 cm/s ou menos. A TOF 2D é excelente para regiões com menor velocidade de fluxo (carótidas, vasos periféricos e sistema venoso) e quando é necessária uma grande área de cobertura. Embora as aquisições TOF 2D sejam aceitáveis para a avaliação das artérias carótidas, artefatos de movimento (resultantes da respiração, deglutição, fluxo de líquido cefalorraquidiano e fluxo sanguíneo) podem produzir, além dos artefatos, um vazão de sinal na vasculatura do pescoço. Por essa razão, pode ser indicada a ARM com realce de contraste (ARM-CE) para exames na área do pescoço. A ARM-CE será discutida com mais detalhes mais adiante neste capítulo.

Em geral, a aquisição de imagens tridimensionais oferece alta SNR e cortes contíguos finos para uma alta resolução. Entretanto, existem algumas limitações importantes. Primeiro, os *spins* levam mais tempo para atravessar uma fatia 3D do que um fino corte 2D. Isso faz com que os *spins* recebam mais RF e resulta em determinado grau de saturação, principalmente em fluxos lentos. Portanto, os exames por *inflow* 3D não são indicados para aquisição de imagens do fluxo venoso.

Segundo, mesmo o fluxo rápido começará a ser saturado em algum ponto, o que limita a espessura máxima do pacote. Haverá um ponto em que o aumento da espessura do pacote não trará nenhum benefício, uma vez que os *spins* arteriais que entram somente serão capazes de penetrar uma certa distância no conjunto de dados, antes que percam todo o seu sinal.

Para melhorar a área de cobertura e ao mesmo tempo manter o sinal do sangue em movimento em um volume maior, uma técnica híbrida denominada **MOTSA (*multiple overlapping thin section angiography*)** pode ser utilizada. Essencialmente, MOTSA fornece a alta resolução das técnicas de *inflow* 3D associadas à cobertura mais ampla proporcionada da ARM 2D. A área de interesse é coberta por diversos pequenos pacotes 3D, cada um se sobrepondo aos adjacentes, cuja quantidade pode ser definida pelo operador. A sobreposição é definida como uma porcentagem da espessura do pacote, ou do número de divisões (cortes). A sobreposição é necessária para prevenir a ocorrência de um artefato denominado *Venetian blind* (persiana), no qual a diferença de saturação entre os *spins* que saem do bloco A e os *spins* não saturados que estão entrando no bloco B resulta na visualização de um limite óbvio entre os pacotes. Na imagem reconstruída, a vasculatura aparece como se vista através de uma persiana horizontal.

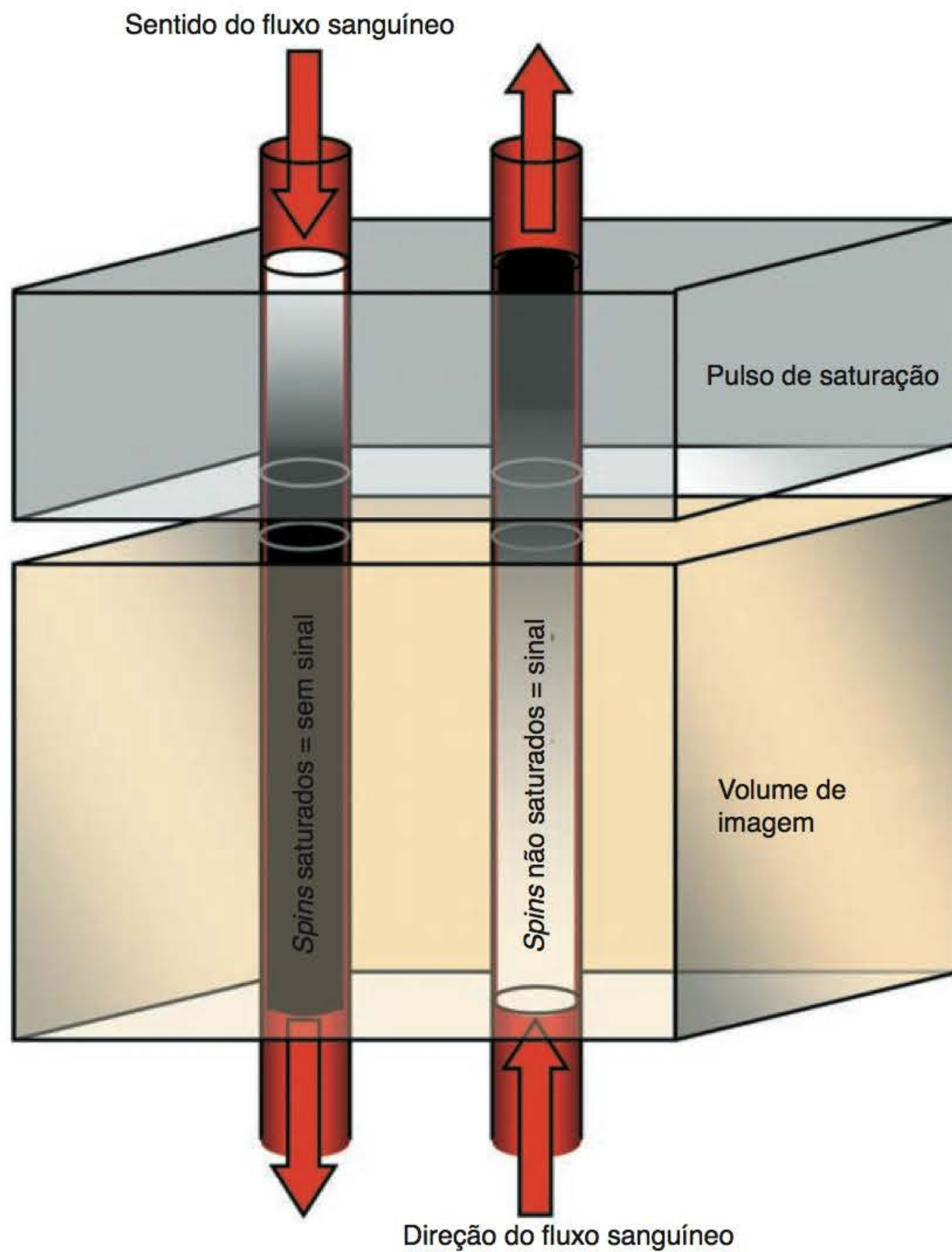
Na maioria dos exames que envolvem fluxo, geralmente é desejável que se mostre o fluxo apenas em um sentido. O sinal proveniente tanto de artérias quanto de veias pode confundir as imagens no pós-processamento.

Para evitar armadilhas potenciais, um pulso de saturação é colocado fora do volume de imagem no sentido do fluxo que se quer suprimir (p. ex., um pulso de saturação posicionado na parte superior fará a supressão do sinal da veia jugular em imagens da carótida).

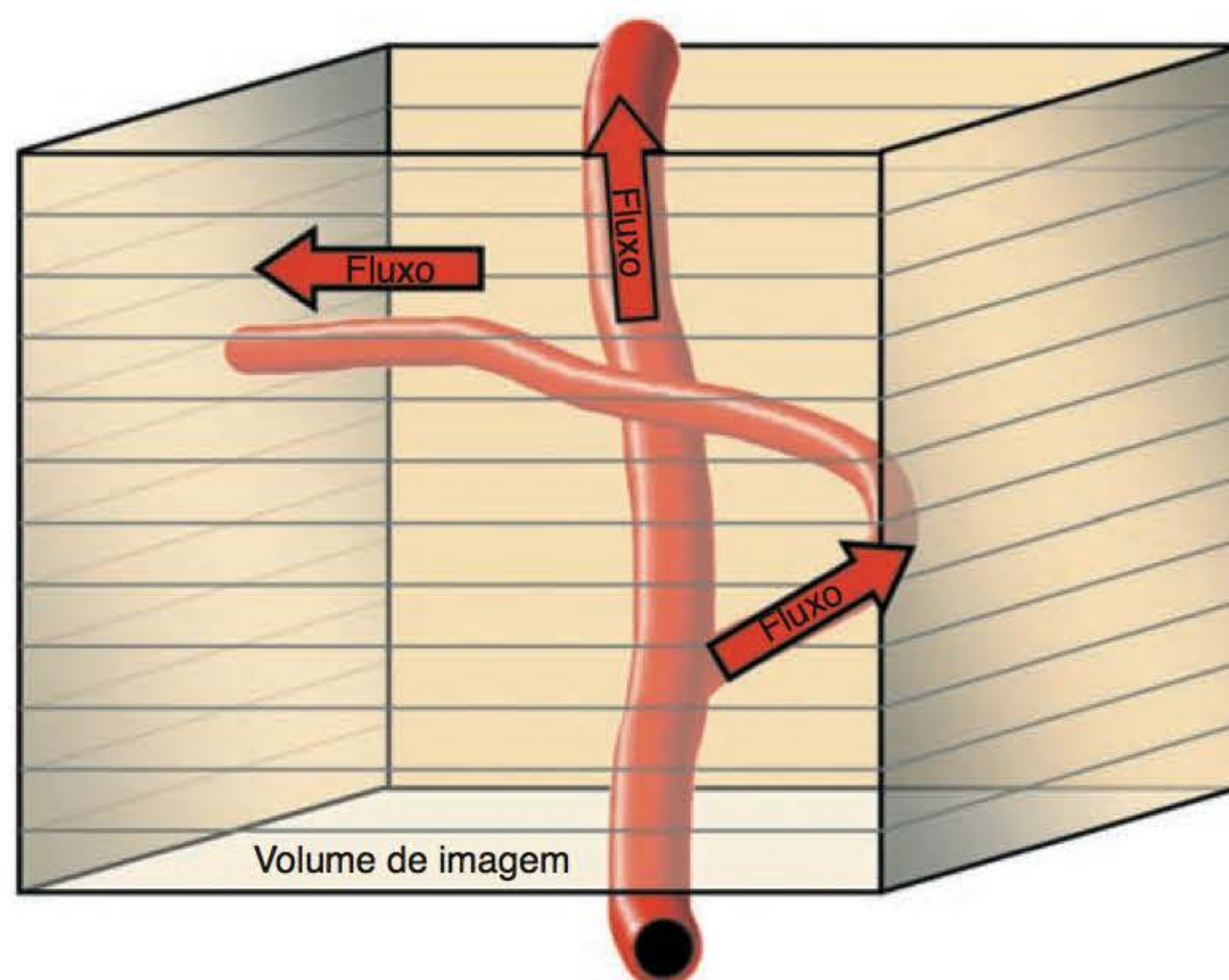
ARM-TOF é mais sensível ao fluxo perpendicular ao FOV e ao corte. Qualquer fluxo paralelo (ou permanente) ao FOV pode ser saturado juntamente com o tecido estacionário, principalmente se a velocidade do fluxo for lenta em relação ao TR. Além disso, vasos com fluxo no FOV podem mostrar certa saturação de *spins* em movimento. Isso se deve ao fato de que os *spins* levam mais tempo em um bloco e recebem RF suficiente para causar saturação (Figuras 8.8 e 8.9). O resultado deste fenômeno é a redução do sinal vascular.

Como as sequências ARM-TOF são baseadas em aquisições gradiente-eco (incoerente ou *spoiled*) ponderadas em T1, tecidos com tempos de T1 curtos (como gordura ou hemorragia) aparecerão brilhantes na imagem. Por exemplo, na ARM-TOF do cérebro, a gordura retro-orbital





**Figura 8.8** Localização dos pulsos de saturação (bandas SAT ou volumes de saturação) em relação ao volume de imagem. Os pulsos de saturação superiores suprimem o sinal do fluxo (descendente) no volume de imagem.



**Figura 8.9** Fluxo sanguíneo no lúmen de um vaso sinuoso. Quando os ângulos de inclinação e os TR são selecionados para saturar tecidos estacionários e quando o sangue flui lentamente, ou em um vaso sinuoso, os núcleos permanecem dentro do volume tempo suficiente para que seu sinal seja suprimido juntamente com o dos tecidos estacionários.



terá alta intensidade de sinal e pode obscurecer a visualização dos vasos. Isso pode ser atenuado pela escolha de um TE de tal modo que, até certo grau, os sinais da gordura e da água estejam fora de fase um em relação ao outro e, portanto, se cancelem. No entanto, o TE deve ser mantido relativamente curto para minimizar a defasagem intravoxel, o artefato fantasma de fase e a subsequente perda de sinal.

Outra solução para sinal de fundo indesejável é uma opção conhecida como **contraste por transferência de magnetização (MTC)**. Pulsos de RF *off-resonance* são aplicados durante as sequências de aquisição de imagem para suprimir os sinais de macromoléculas, como as encontradas nas substâncias branca e cinzenta dos tecidos cerebrais (veja o Capítulo 4), permitindo melhor visualização da vasculatura brilhante.

228

As duas soluções (MTC e seleção de TE apropriado) ajudam a atenuar sinais de fundo indesejáveis. Estas opções podem ser empregadas para a ARM-TOF e/ou para o realce pós-contraste em imagens do cérebro. Suprimindo o tecido cerebral, estruturas como a vasculatura em ARM ou lesões na aquisição de imagens com realce são delineadas com mais clareza. Além disso, os componentes do sangue com tempo de recuperação T1 curto, como a meta-hemoglobina, aparecem brilhantes na ARM-TOF. Contudo, pode haver problema para distinguir uma hemorragia subaguda do sangue em movimento em imagens de ARM-TOF.

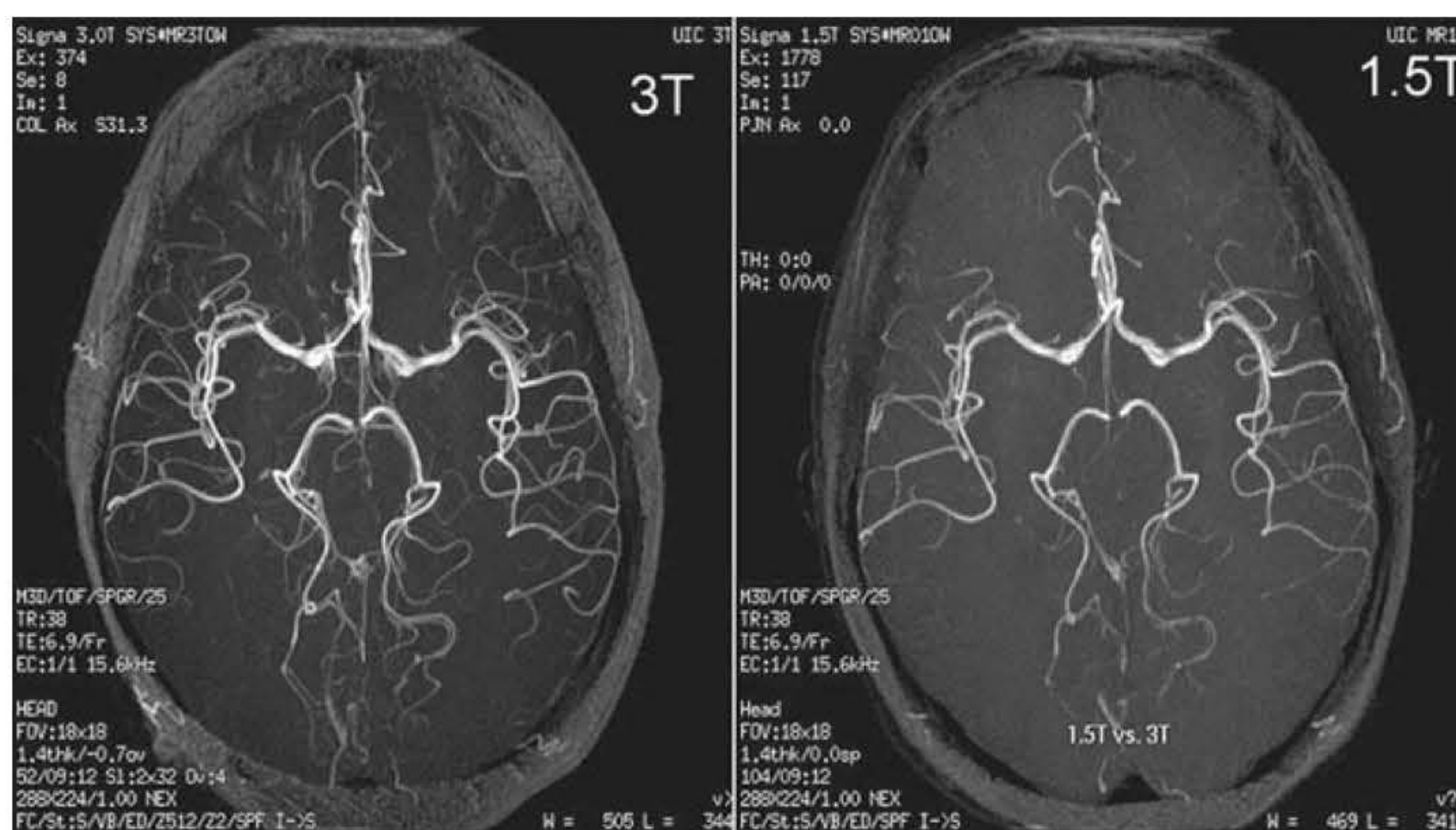
A ARM também mostra melhoria marcante na SNR e na razão contraste-ruído (CNR) com aumento da potência do campo (Figura 8.10).

A seleção de um TR curto com ângulos de inclinação médios permite a saturação de núcleos estacionários, mas os *spins* em movimento que entram no corte permanecem não saturados, e,

## Parâmetros e sugestões clínicas para ARM-TOF

A aquisição de imagens da bifurcação da artéria carótida, circulação periférica e mapeamento cortical venoso pode ser feita com ARM-TOF 2D. Os parâmetros utilizados para ARM-TOF 2D variam de acordo com o fabricante do sistema, mas geralmente os valores indicados a seguir otimizam a qualidade da imagem:

- TR: 45 ms
- TE: mínimo permitido
- ângulos de inclinação: aproximadamente 60°.



**Figura 8.10** Imagens axiais do cérebro em ARM-TOF 3D para avaliação da vasculatura no círculo de Willis. Estas imagens foram adquiridas em 3 T (à esquerda) e 1,5 T (à direita). Observe o aprimoramento no contraste vascular graças a maior SNR e CNR na aquisição em 3 T.



desse modo, a imagem vascular é otimizada. O TE curto reduz a defasagem intravoxel, o artefato fantasma de fase e os artefatos de suscetibilidade que podem ser encontrados em imagens por RM adquiridas em sequências gradiente-eco. A refasagem do momento gradiente, juntamente com os pulsos de saturação para suprimir o sinal de áreas indesejadas com fluxo, devem ser empregados para realçar o contraste vascular em relação ao tecido estacionário. Cortes em planos axiais com espessura variando entre 1,5 mm (para as artérias carótidas e estruturas venosas) e 2,9 mm (para estruturas vasculares periféricas) devem ser suficientes.

## Vantagens e desvantagens de ARM-TOF

### Vantagens

- tempos razoáveis de aquisição de imagens (geralmente inferiores a 5 min, dependendo dos parâmetros)
- sensibilidade a fluxos lentos
- reduzida sensibilidade à defasagem intravoxel.

### Desvantagens

- sensibilidade aos efeitos de T1 – tecidos com tempos de relaxamento T1 curto aparecem brilhantes; por essa razão lesões hemorrágicas podem imitar a aparência de vasos
- saturação do fluxo no plano (qualquer fluxo dentro do FOV ou do volume de tecido pode ser saturado juntamente com tecido de fundo)
- o realce é limitado ao fluxo que entra no FOV ou a um fluxo de alta velocidade.

229

## Vantagens e desvantagens de ARM-TOF 2D

### Vantagens

- ampla área de cobertura (em comparação com exames *inflow* 3D)
- sensibilidade aos fluxos lentos.

### Desvantagens

- resolução menor que exames *inflow* 3D
- saturação de fluxo no plano
- movimento livre pode causar registro incorreto de dados entre os cortes adquiridos individualmente
- os vasos podem aparecer com borda irregular nas imagens reformatadas devido a voxels não isotrópicos.

## Vantagens e desvantagens de ARM-TOF 3D

### Vantagens

- alta resolução para pequenos vasos
- maior tolerância à movimentação do paciente do que exames *inflow* 2D
- alta SNR
- os vasos aparecem com as bordas menos irregulares nas imagens reformatadas.

### Desvantagens

- saturação do fluxo no plano
- pequena área de cobertura.

## Como superar as desvantagens da ARM-TOF

Existem diversos meios de superar as limitações da ARM-TOF tanto para aquisições 2D quanto 3D. Elas foram listadas anteriormente e existem diversas opções de aquisição de imagens e modificações de protocolo que compensam os problemas. A seguir apresentamos um resumo de arte-



fatos e desafios que podem ocorrer na aquisição de imagens por ARM-TOF, juntamente com sugestões para reduzir esses efeitos.

Para superar os artefatos de suscetibilidade na ARM (como em qualquer aquisição por sequência gradiente-eco), devem ser utilizados TE curtos e pequenos volumes de voxel. Em geral, TE mais longos permitem maior defasagem, e, portanto, um TE de menos de 4 ms minimiza este artefato. Quanto maior o voxel, maior a defasagem intravoxel e, portanto, FOV pequeno, cortes finos e matrizes finas reduzem os artefatos.

Uma supressão insatisfatória do sinal de fundo pode ser corrigida pelo emprego de TE que faz a aquisição de dados quando a gordura e a água estão fora de fase ou pela implementação de técnicas de transferência de magnetização. Imagens fora de fase minimizam o sinal de voxels contendo tanto moléculas de água quanto de lipídios (gordura). MTC suprime o sinal de macromoléculas de gordura e das substâncias branca e cinzenta do cérebro. Como resultado do aprimoramento na supressão do sinal de fundo, vasos periféricos de menor calibre podem ser visualizados (*veja* o Capítulo 4). Além disso, aquisições ARM-PC fornecem sequências ARM com excelente supressão de fundo. ARM-PC será discutida mais adiante neste capítulo.

A supressão do sinal vascular no plano, especialmente em aquisições 3D, pode ser superada pela utilização de pulsos de RF *ramped*. Pulsos de RF *ramped* coloca ângulos de inclinação por meio da aquisição 3D de modo que o ângulo de inclinação aumenta através do volume do pacote. Como resultado, os *spins* mantêm sua magnetização transversa por mais tempo, e retornam sinal de áreas mais profundas do volume de imagem.

Artefatos de movimento podem surgir por diferentes razões, entre elas a respiração, a deglutição (em imagens do pescoço) e o fluxo sanguíneo pulsátil. Instruções claras ao paciente, antes da realização do exame podem ajudar na redução do movimento de deglutição e, desse modo, diminuir a presença de artefatos de movimento. Artefatos resultantes de pulsação podem ser reduzidos sincronizando-se o momento da aquisição e o ciclo cardíaco. Esta técnica é conhecida como sincronização (*gating*) e será discutida adiante neste capítulo.

Para superar a limitação da área de cobertura fornecida pelo FOV das aquisições ARM-TOF 3D, podem ser feitas imagens em outro plano ou uma combinação de várias aquisições 3D, na técnica conhecida como MOTSA. Esta técnica combina diversas aquisições 3D de alta resolução para produzir uma imagem com boa resolução em uma área de cobertura maior. Os artefatos *Venetian blind* associados a MOTSA podem ser reduzidos pela seleção de uma sobreposição de blocos (*slab overlap*) apropriada, garantindo que cada pacote não seja muito espesso, e pelo uso de algoritmos de processamento da imagem.

## Reformatação da imagem ARM

O modo pelo qual os dados de imagem de uma ARM são reformatados desempenha um papel importante na determinação da maneira pela qual a anatomia vascular será visualizada na imagem. Podem ser empregadas diversas técnicas, entre elas a **projeção de intensidade máxima** (MIP, *maximum intensity projection*) e visualização por superfície sombreada (SSD, *shaded surface display*). Cada técnica tem suas vantagens e desvantagens. MIP resulta em uma imagem reformatada que parece projetada em uma superfície 2D. Não existe indicação de profundidade, e o observador pode achar difícil verificar quais os vasos se encontram na frente da imagem e quais deles estão por trás. A visualização por superfície sombreada melhora a percepção em 3D dos dados pelo emprego de uma fórmula de gráficos computadorizados em 3D conhecida como fórmula de Phong. Esta técnica segmenta os dados utilizando a detecção de bordas; em termos menos complexos, o limite entre uma área de alto e outra de baixo sinal é tratado como superfície. Esta superfície é, então, apresentada nos dados reformatados como se recebessem uma luz direcionada. O benefício desse efeito é que as estruturas parecem ser sólidas e os vasos localizados mais próximos ao ponto de vista do observador parecem estar à frente das estruturas da parte posterior da imagem.

Como o próprio nome sugere, a projeção de intensidade máxima simplesmente estabelece um valor numérico para cada pixel em termos de sua escala de cinza e depois projeta a intensidade



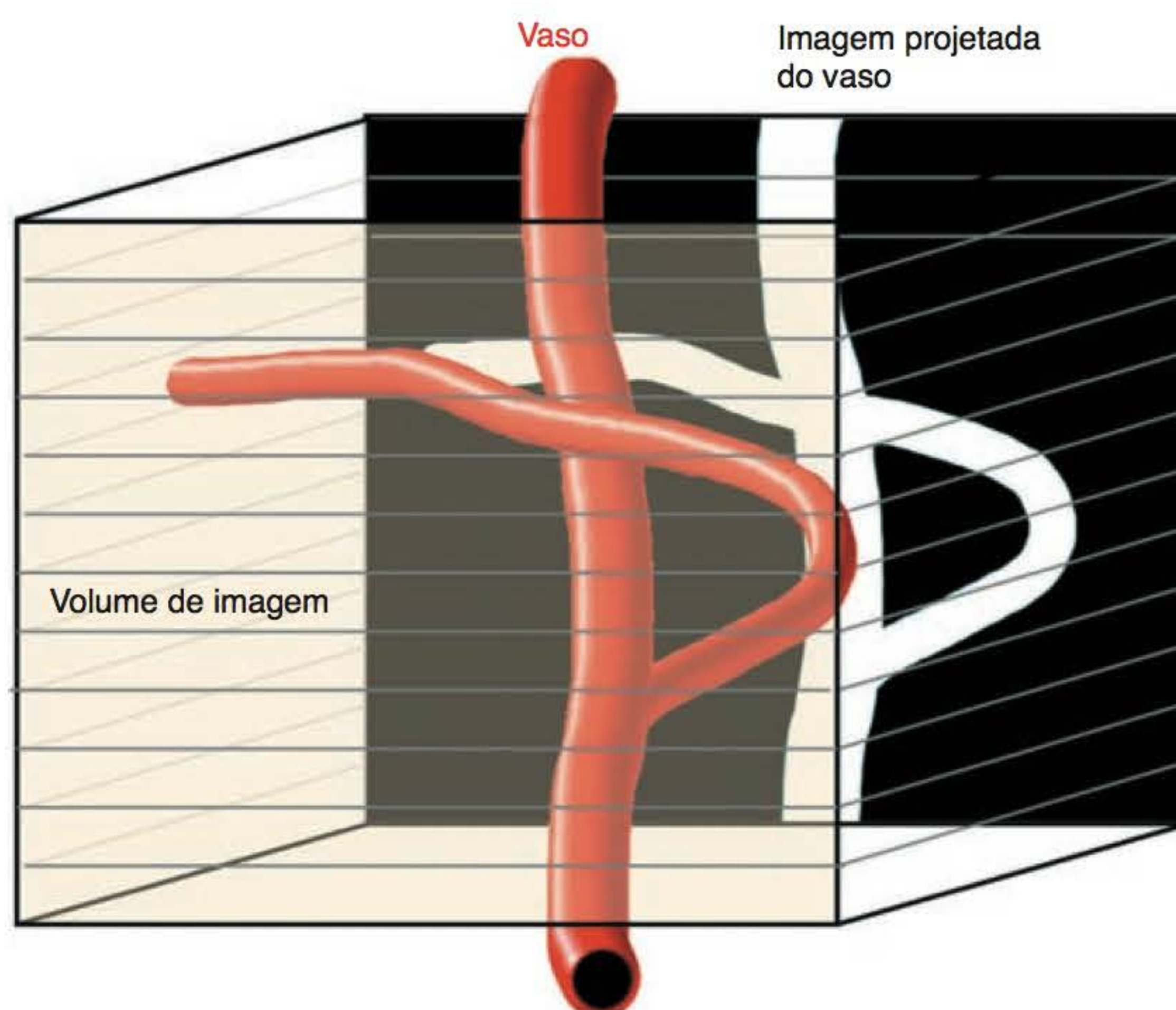
máxima de cada linha ou coluna dentro de cada corte sobre um plano bidimensional. Isso permite que os dados sejam observados como que de diferentes ângulos e, no caso da angiografia de afluxo, tem a tendência de serem ângulos retos em relação ao plano de aquisição. Isso está relacionado com o fato de que exames de afluxo exigem cortes perpendiculares aos vasos, por motivos anteriormente mencionados. Nessa circunstância, a espessura do corte afeta a resolução espacial da imagem reformatada, e este é o principal motivo para o emprego de técnicas de afluxo em 3D, e não em 2D.

A projeção resultante é ortográfica porque os dados utilizados para reconstruir a imagem estão em linhas e colunas paralelas. A falta de perspectiva resultante tende a atrapalhar a sensação de profundidade, mas isso pode ser parcialmente compensado pela reconstrução dos dados a partir de diferentes ângulos. Reformatando a imagem com uma alteração na angulação, as imagens resultantes podem ser passadas em sequência cine. Isso permite uma visualização mais tridimensional dos dados (Figuras 8.11, 8.12 e 8.13).

## Angiografia por ressonância magnética com contraste de fase (ARM-PC)

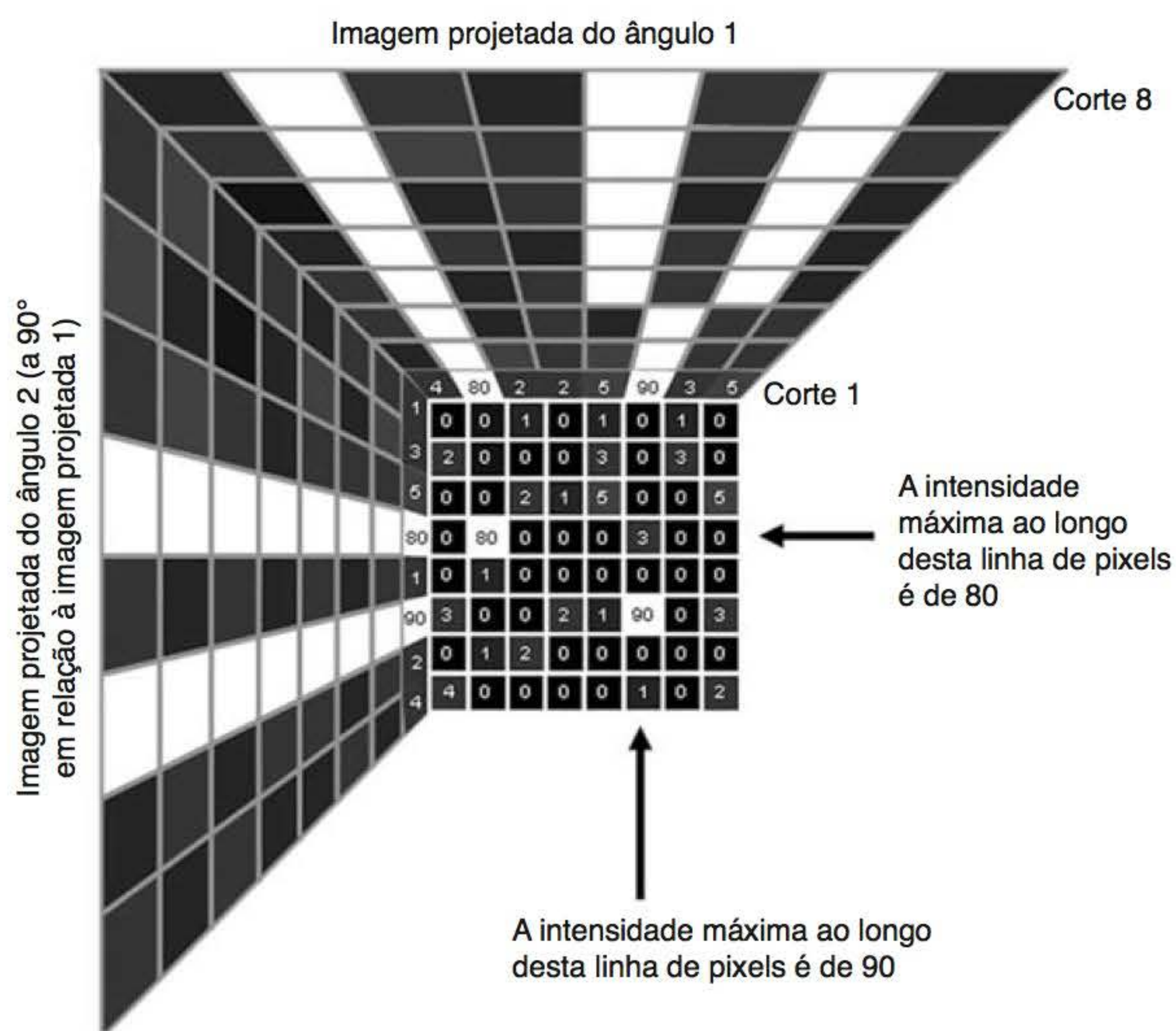
O sinal vascular produzido na ARM com contraste de fase (ARM-PC) baseia-se nos *shifts* de fase induzidos por velocidade. Isso significa que o realce observado na ARM-PC está relacionado com alterações de fase do sangue em movimento. Os desvios de fase estão associados à velocidade do fluxo sanguíneo, à direção de fluxo e ao tipo de aquisição que está sendo realizada. Portanto, ARM-PC fornece informação sobre a anatomia vascular, velocidade do fluxo, fluxo sanguíneo multidirecional e direção do fluxo. A velocidade do fluxo sanguíneo está relacionada com o tipo de vaso, tamanho e patologia presente, além de condições fisiológicas (como a fase do ciclo cardíaco). As alterações na velocidade do fluxo sanguíneo causam os desvios de fase.

Os desvios de fase também podem ser gerados nas sequências de pulso pela aplicação de pulsos adicionais de gradiente. A ARM-PC utiliza uma sequência de pulso gradiente-eco com ângulo de inclinação pequeno e pulsos adicionais de gradiente para criar as mudanças de fase dos núcleos do sangue em movimento. Os pulsos usados em ARM-PC são pulsos gradiente bipo-

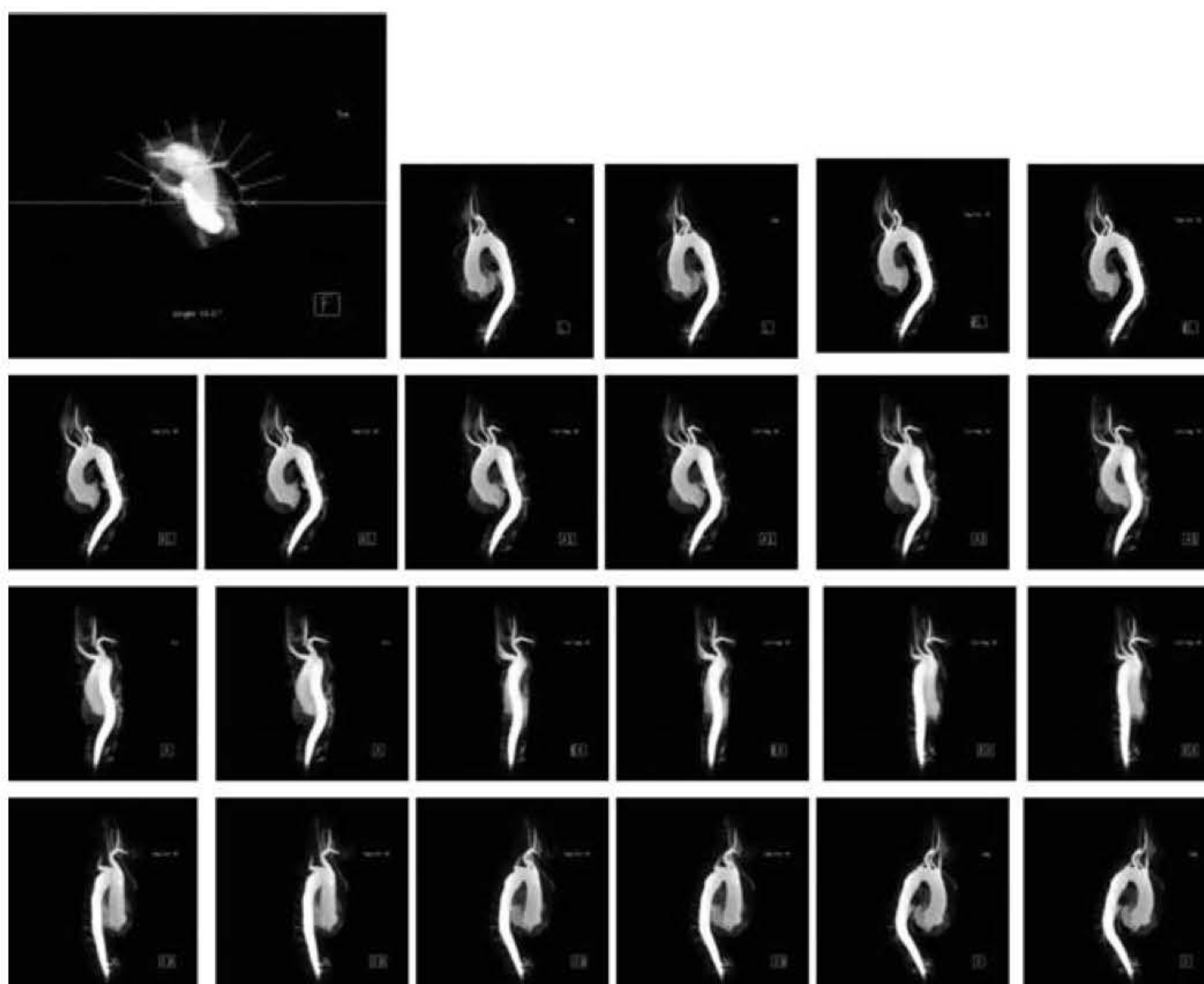


**Figura 8.11** Reformatação MIP, mostrando a “projeção” de um vaso. Depois de completado o processo matemático MIP (Figura 8.12), é produzida uma imagem do vaso.





**Figura 8.12** Reformatação MIP. A projeção de intensidade máxima garante a intensidade máxima em cada linha ou coluna de pixel e determina esse valor a um pixel em um plano projetado. No diagrama, existem dois planos desse tipo representando projeções anterior e lateral dos dados. Observe que, devido à natureza ortogonal da imagem projetada, não existe valor diagnóstico na produção de uma rotação de mais de  $180^\circ$ , uma vez que quaisquer imagens posteriores seriam cópias perfeitamente simétricas das imagens já produzidas.



**Figura 8.13** Estas imagens foram pós-processadas com MIP “radial”. Neste caso, existem 24 imagens reformatadas com incrementos de  $15^\circ$  entre elas. Isso proporciona uma rotação de  $180^\circ$  da vasculatura.



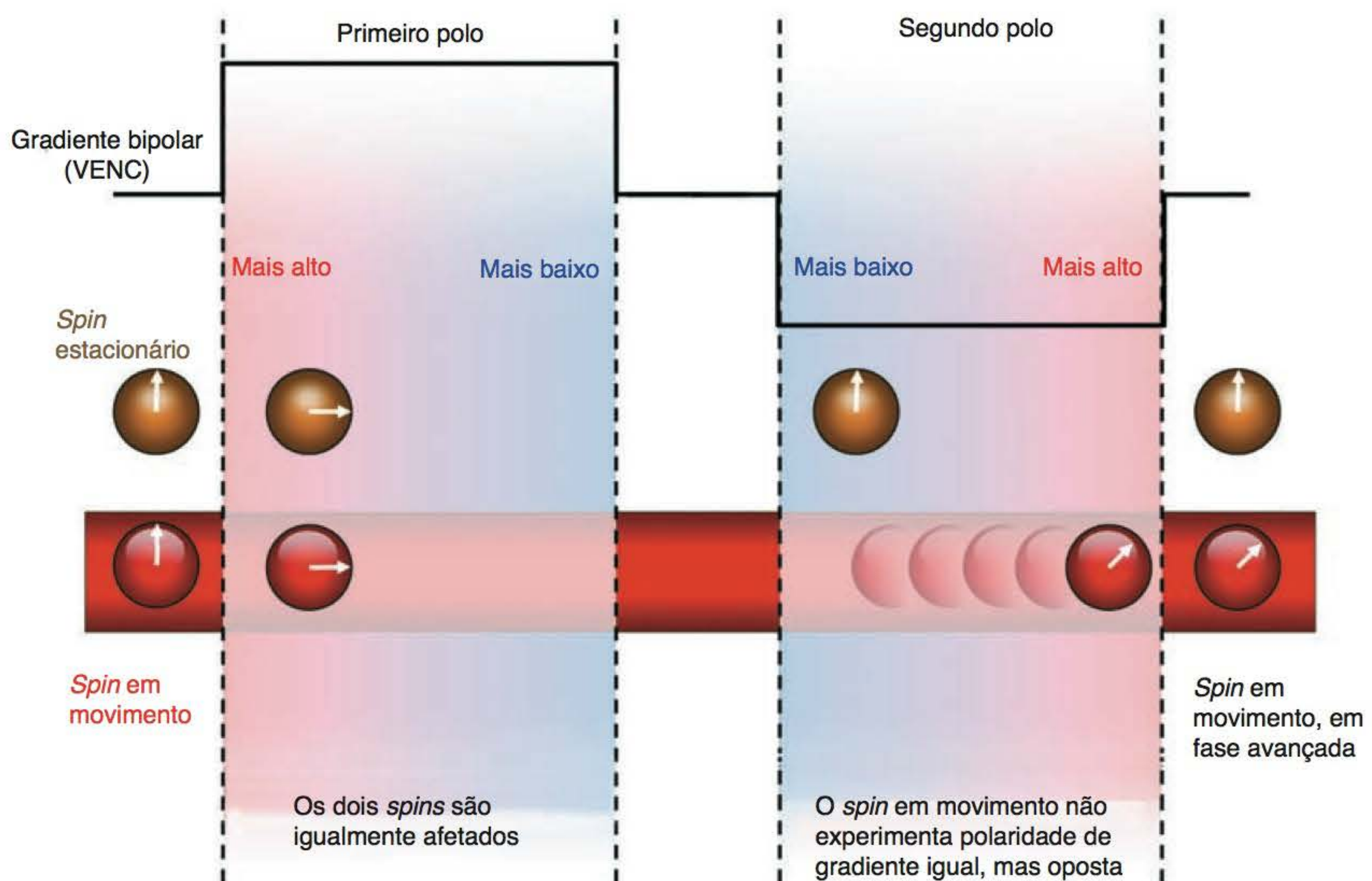
lar. Os gradientes bipolares são pulsos com dois polos de igual potência: um pulso gradiente negativo e um positivo. Embora os pulsos de gradiente bipolar sejam aplicados a *todos* os tecidos no volume da imagem, a aplicação de um pulso gradiente bipolar permite distinguir tecidos estacionários de *spins* no interior do sangue em movimento.

Os gradientes bipolares são aplicados em diversas “etapas”. A primeira etapa é a aplicação de um polo positivo, seguido de um negativo (Figura 8.14). Na etapa seguinte, é aplicado um polo negativo seguido por um polo positivo. Durante a aplicação inicial do primeiro gradiente bipolar ocorre um desvio de fase dos *spins* estacionários e em movimento (os dois são igualmente afetados). O gradiente bipolar é, então, aplicado com a polaridade (ou direção) oposta, mas na mesma potência (ou amplitude). Para que ocorram as mesmas variantes na ARM-PC, o contraste é obtido entre tecidos em movimento e estacionários por meio da manipulação da posição de fase dos *spins*. Deve ser utilizada uma sequência gradiente-eco com ângulo de inclinação pequeno para evitar a saturação, e um gradiente bipolar adicional conhecido como gradiente de codificação de velocidade (VENC, *velocity encoding gradient*).

O objetivo de VENC é causar um desvio de fase maior nos *spins* em movimento do que nos *spins* estacionários. Isso se baseia no fato de que *spins* estacionários se tornarão momentaneamente avançados em fase (ou atrasados em fase) na medida em que sua frequência de precessão é afetada pelo primeiro polo da VENC, porém deve ser destacado que serão restaurados à sua posição de fase original pelo segundo polo de igual potência e oposto.

Por outro lado, os *spins* em movimento terão mudado de posição entre a aplicação do primeiro e do segundo polo, e não experimentarão o segundo polo de igual potência e oposto. O resultado será um conjunto de dados onde os *spins* estacionários devem estar na posição de fase equivalente às 12 h e os *spins* em movimento, na posição de 6 h.

O procedimento completo requer a realização de diversas aquisições de dados para sensibilizar o fluxo nas três direções ortogonais, e criar um conjunto de dados com compensação de fluxo para a subtração digital.



**Figura 8.14** Gradientes bipolares em ARM-PC mostrando o sangue em movimento no interior de um vaso antes do pulso gradiente bipolar, durante o polo positivo e durante o polo negativo. Observe a mudança de fase durante a aplicação dos pulsos de gradiente.



A anulação do momento gradiente é empregada durante a aquisição da máscara de subtração, resultando em um conjunto de dados no qual os *spins* em movimento têm a mesma posição de fase dos *spins* estacionários de fundo. Quando essa máscara é digitalmente subtraída dos dados sensibilizados pelo fluxo, é criada uma imagem na qual são visualizados apenas os *spins* em movimento.

### Codificação de velocidade (VENC)

234

A potência e a duração do pulso gradiente de codificação de velocidade são selecionadas com base na velocidade do fluxo sanguíneo que será examinado. A unidade usada em VENC é centímetros por segundo (cm/s) e deve ser selecionada para produzir um sinal do sangue em movimento nesta velocidade. Por exemplo, para avaliação de fluxos lentos em estruturas venosas, em que o sangue flui a 10 cm/s, devem ser selecionados VENC lentos de 10 cm/s. Para avaliação de fluxos rápidos em estruturas arteriais, em que o sangue flui a 80 cm/s, devem ser selecionados VENC altos de 80 cm/s. Geralmente são empregados VENC médios de 50 cm/s para verificação tanto de fluxo venoso quanto de arterial (Figura 8.15).

As opções VENC determinam a amplitude e/ou a duração dos pulsos de gradiente bipolar. Quando se deseja obter imagens de fluxo arterial (fluxo de alta velocidade) um VENC alto é necessário. Embora não pareça óbvio, VENC alto usa pulsos de gradiente bipolar de baixa amplitude, e vice-versa. Para compreender esse conceito, imagine as fases de *spins* em movimento tanto em fluxo rápido quanto em lento, quando se deseja um desvio de fase de 45°. No sangue de fluxo rápido, os *spins* trafegam rapidamente ao longo do gradiente, de modo que é necessário apenas um gradiente de baixa amplitude para alcançar esse grau de desvio. De modo contrário, em fluxos lentos, é necessário um gradiente de grande amplitude para alcançar o mesmo grau de diferença de fase. Considere agora um *spin* em um vaso de fluxo lento (Figura 8.15).

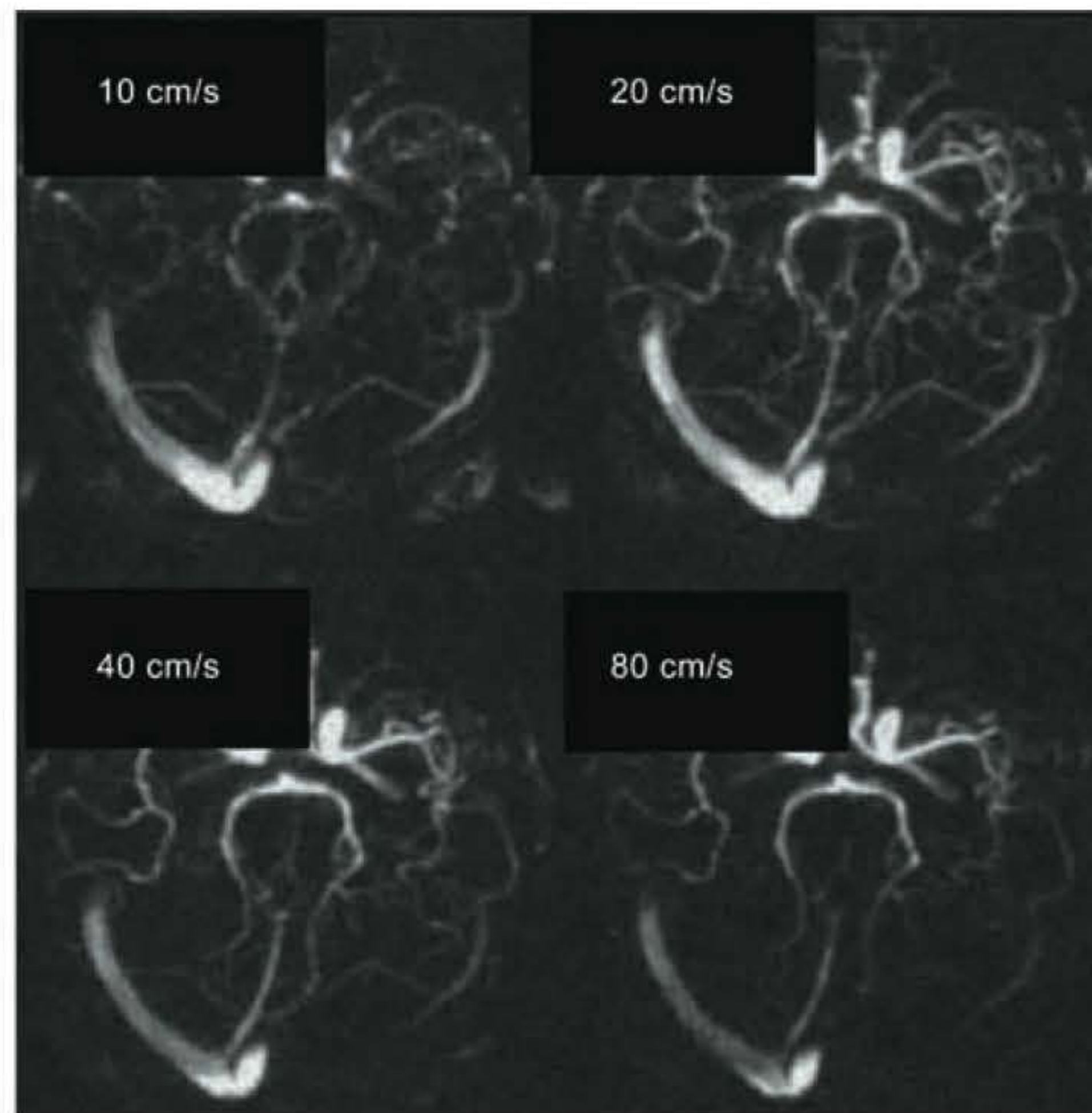
Se a VENC selecionada for menor que a velocidade do fluxo no interior do vaso, pode ocorrer *aliasing*. Isso resulta em baixa intensidade de sinal no centro do lúmen do vaso, mas em melhor delineamento das paredes do vaso. *Aliasing* ocorre porque no fluxo laminar a viscosidade do sangue resulta em atrito contra a parede do vaso. Isso significa que o fluxo é mais rápido no centro do vaso e o sinal sofre *aliasing* também no centro do vaso. Todavia, embora exista vazão de sinal no lúmen vascular, a delineação do vaso é melhor acima dos níveis do ruído de fundo. De modo contrário, com opções de alto VENC, o sinal intraluminal melhora, enquanto a visualização das paredes do vaso é comprometida (Figura 8.16).

### Eixos de codificação de fluxo

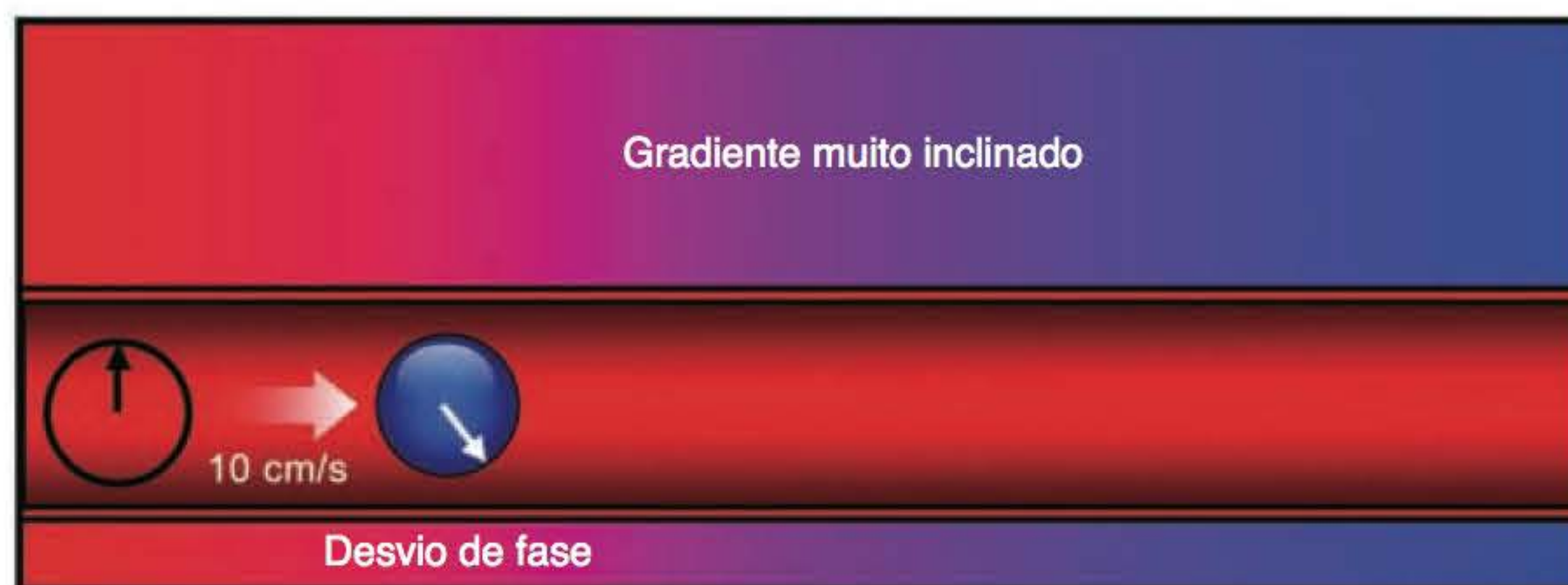
A sensibilização do fluxo é obtida ao longo da direção do gradiente bipolar aplicado. Se os pulsos do gradiente bipolar forem aplicados ao longo do eixo Z, os desvios de fase serão induzidos no sangue em movimento de cima para baixo, ou vice-versa, sensibilizando a ARM-PC para fluir da cabeça para os pés. Como o fluxo pode ocorrer em outras direções (conhecido como fluxo multidirecional), os gradientes bipolares são aplicados nas três dimensões e, assim procedendo, sensibilizam o fluxo nos eixos X, Y e Z (Figuras 8.17 e 8.18). Esses são denominados **eixos de codificação de fluxo**. Contudo, um aumento no número de eixos de codificação de fluxo eleva também o tempo do exame (visto que as imagens são adquiridas sem gradientes bipolares [primeira aquisição], com aplicação de gradientes no eixo Z [segunda aquisição], com aplicação de gradientes no eixo Y [terceira aquisição] e com aplicação de gradientes no eixo X [quarta aquisição]).

Um dos benefícios da ARM-PC é sua capacidade de avaliação de fluxo sanguíneo multidirecional (diferentemente da ARM-TOF, que consegue apenas a visualização de fluxo perpendicular ao plano do corte). Se for necessária a verificação do sangue que flui da cabeça para os pés (ou dos pés para a cabeça), serão aplicados gradientes ao longo do eixo Z. Para verificação de fluxo da direita para a esquerda (ou da esquerda para a direita), são aplicados gradientes ao longo do eixo X. Se o sentido do fluxo for anteroposterior (ou posteroanterior) os gradientes serão aplicados ao longo do eixo Y. Se for necessária a avaliação de um fluxo multidirecional, os gradientes bipolares serão aplicados ao longo dos três eixos (Z, Y e X).

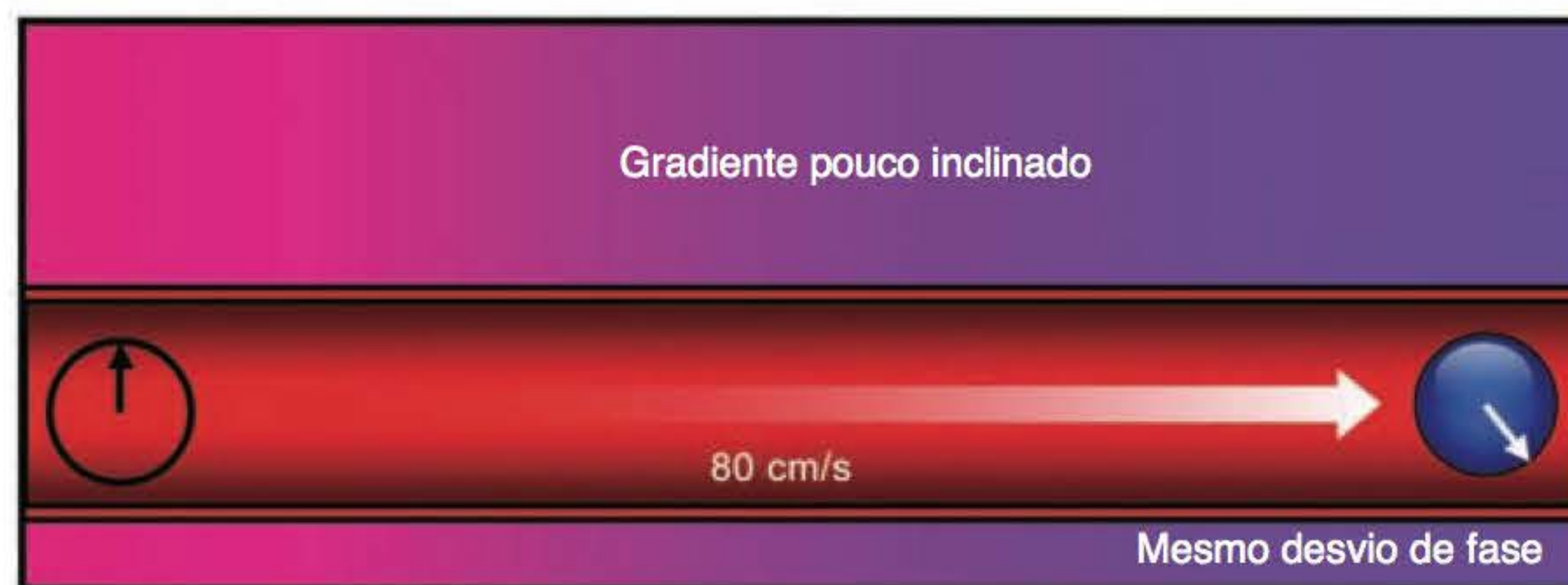




VENC baixo



VENC alto

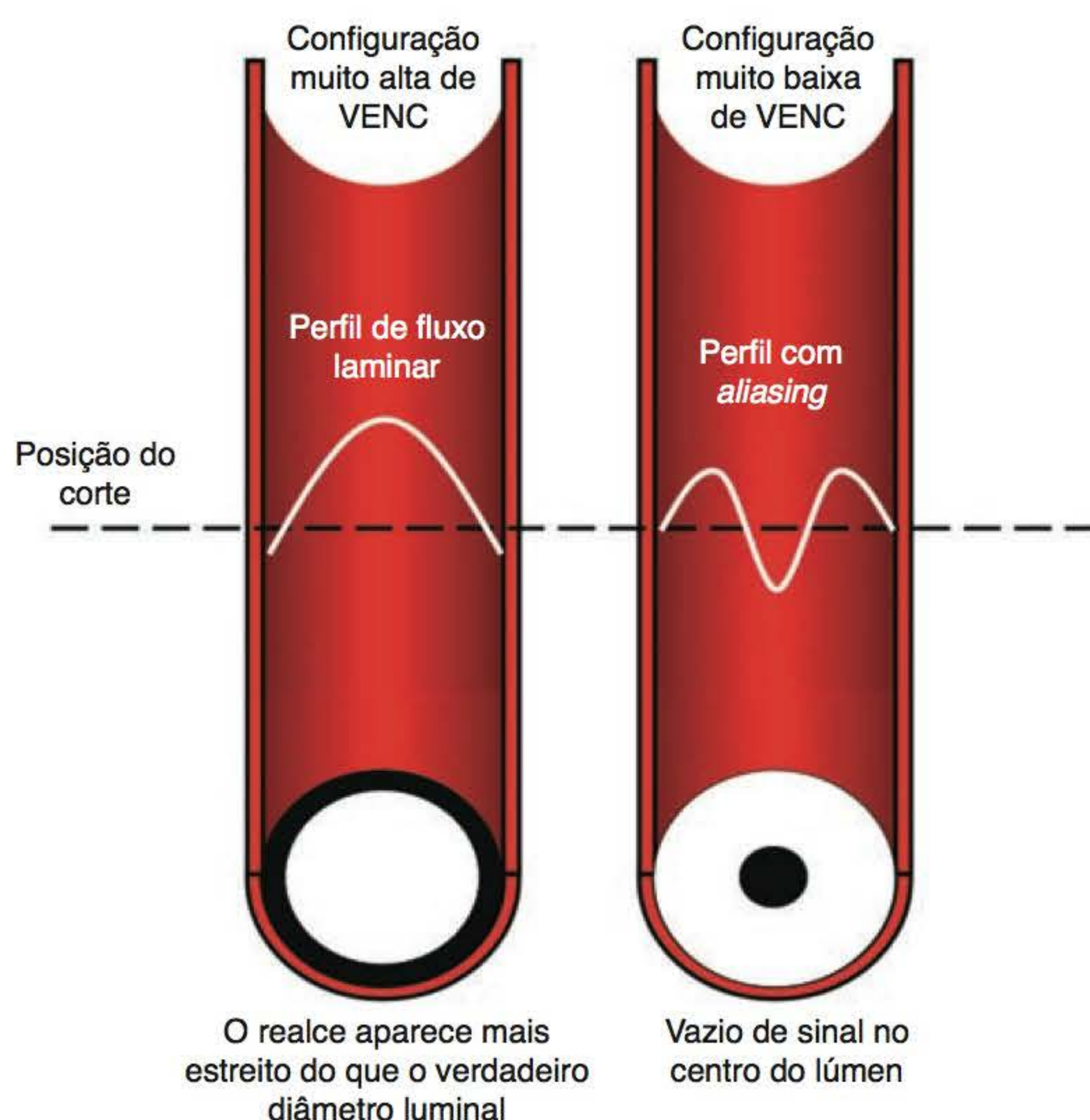


**Figura 8.15** Estas imagens foram adquiridas com ARM-PC com várias opções de codificação de velocidade (VENC) (10, 20, 40 e 80 cm/s). Observe que as imagens adquiridas com opções baixas de VENC (10 cm/s) mostram vasos com menor velocidade de fluxo (estruturas venosas). Imagens adquiridas com configurações altas de VENC (80 cm/s) mostram vasos com maior velocidade de fluxo (vasculatura arterial no círculo de Willis). Embora pareça o contrário, VENC alto usa pulsos de gradiente de baixa amplitude, e vice-versa.

Uma vantagem da ARM com contraste de fase é que permite a criação de dois tipos de imagem – denominadas imagem com *magnitude* e imagem com *fase*.

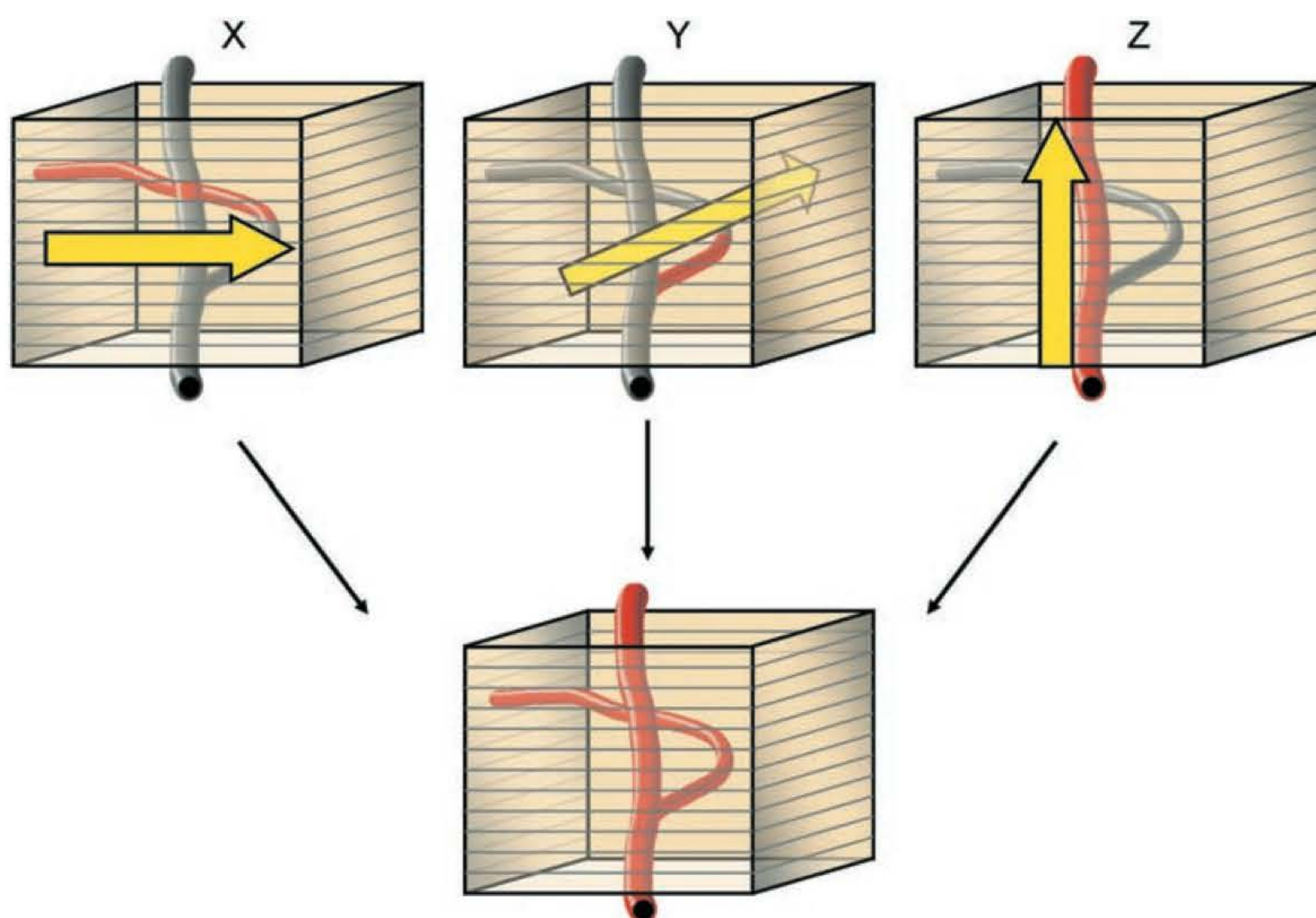
Imagens com magnitude são muito parecidas com outras imagens de ARM com alto sinal dos vasos e supressão do sinal de fundo. Por outro lado, imagens com fase mostram um fundo





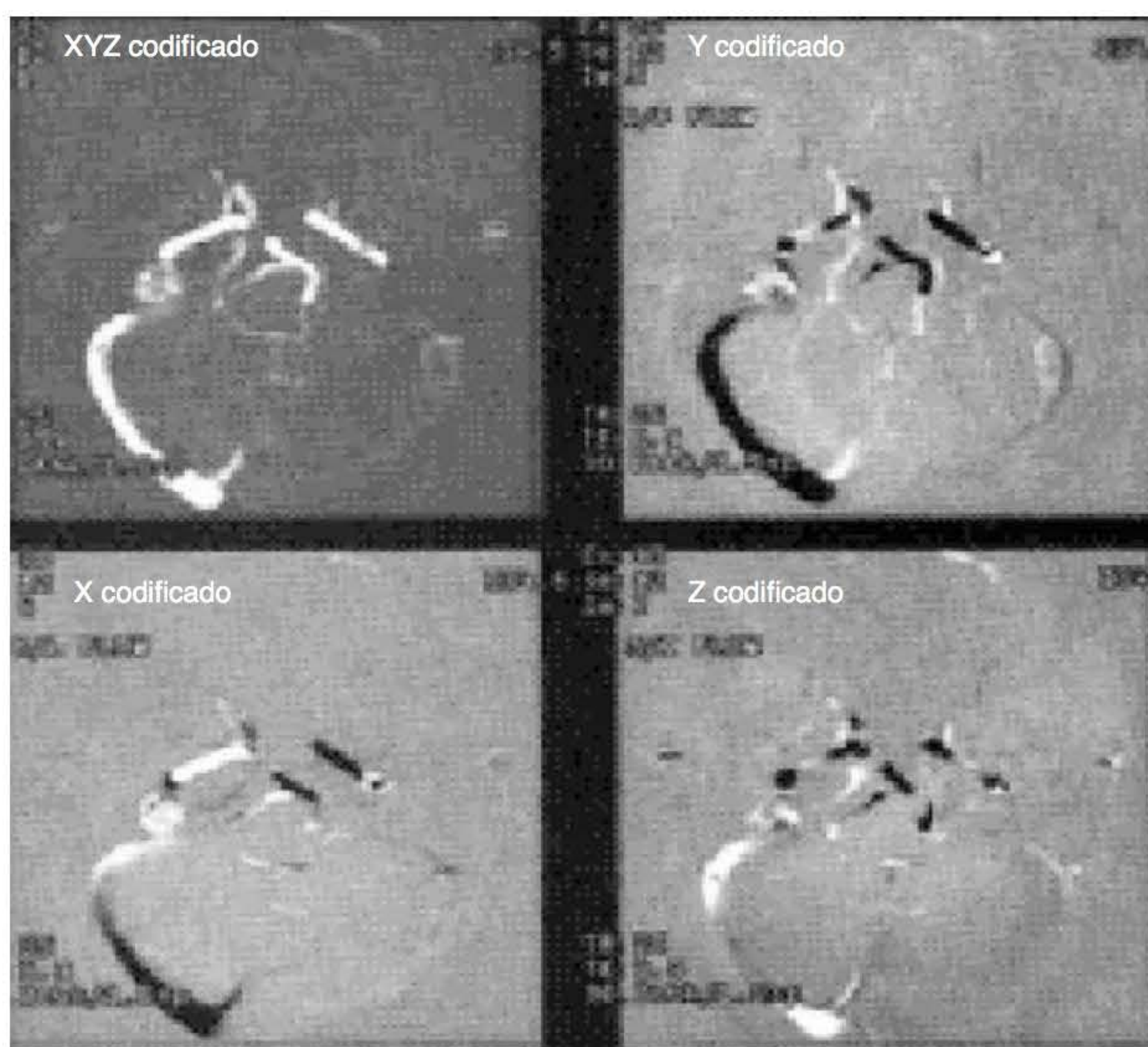
236

**Figura 8.16** Resultado de configurações não acuradas de VENC. À esquerda, VENC é maior que a velocidade do sangue em movimento no lúmen do vaso. Devido ao perfil do fluxo laminar de fluxo sanguíneo de alta velocidade, o sinal do sangue em movimento resulta em uma imagem onde o vaso “parece” com um calibre menor que seu diâmetro verdadeiro. Quando o VENC é muito baixo, pode ocorrer *aliasing*, resultando em imagens com vazio de sinal intraluminal no centro do vaso (à direita).



**Figura 8.17** Eixos de codificação de fluxo, onde são aplicados gradientes ao longo dos eixos X, Y e Z. Se forem selecionados os três eixos de codificação, o fluxo multidirecional poderá ser demonstrado.





**Figura 8.18** Imagens adquiridas com ARM-PC codificadas em vários eixos de codificação de fluxo. A imagem no canto superior esquerdo é conhecida como imagem com magnitude, e foi codificada nos três eixos ortogonais. O canto direito superior e inferior mostram imagens com fase, e foram codificadas ao longo de um único eixo. No canto superior direito a imagem foi codificada ao longo do eixo Y (anteroposterior). Em imagens com fase, como a do canto superior direito, o sangue com fluxo anteroposterior (ao longo da direção de codificação) aparece brilhante, e o fluxo posteroanterior (oposto à direção de codificação) aparece escuro. A imagem do canto inferior esquerdo foi codificada ao longo do eixo X (da direita para a esquerda). Em imagens com fase, como a do canto inferior esquerdo, o sangue com fluxo da direita para a esquerda (ao longo da direção de codificação) aparece brilhante, e o fluxo da esquerda para a direita (contra a direção de codificação) aparece escuro. A imagem do canto inferior direito foi codificada ao longo do eixo Z (de cima para baixo). Em imagens com fase, como esta do canto direito inferior, o sangue com fluxo de cima para baixo (ao longo da direção de codificação) aparece brilhante, e o fluxo de baixo para cima (contra a direção de codificação) aparece escuro.

de certa forma parecido com ruído de fundo, mas são capazes de mostrar o sentido do fluxo. Quando o fluxo está no mesmo sentido do VENC ele aparece em branco e, no sentido oposto, aparece escuro.

## ARM-PC 2D e 3D

Sequências ARM-PC têm a capacidade de avaliar fluxo sanguíneo multidirecional e com variação de velocidade. Além disso, ARM-PC pode ser obtida com o uso de estratégias de aquisição 2D e 3D. As aquisições 3D oferecem melhor SNR e resolução espacial em relação às imagens 2D, além da capacidade de reformatar retrospectivamente em diversos planos de imagem.

A angiorressonância magnética com contraste de fase tridimensional (ARM-PC 3D) geralmente faz aquisição de imagens de pequenos vasos quando é necessário obter informações vasculares multidirecionais, como velocidade e sentido do fluxo. Como exemplo, podemos citar a avaliação de malformação arteriovenosa (MAV) e aneurisma intracraniano. Existe, porém, uma limitação em ARM-PC 3D: devido a seleção de TR, NEX, número de etapas de codificação de fase, número



de cortes e número de eixos de codificação de fluxo, o tempo de aquisição de imagens aumenta. Os tempos de exame podem chegar aos 15 minutos, ou mais.

As técnicas de angiorressonância magnética com contraste de fase bidimensional (ARM-PC 2D) fornecem informações sobre o sentido do fluxo, a velocidade e o fluxo multidirecional em tempos de aquisição de imagens aceitáveis (1 a 3 min). Se a ARM-PC 2D for codificada pelo eixo de fluxo de cima para baixo, o sangue que flui da cabeça para os pés aparecerá brilhante, enquanto o sangue dos pés para a cabeça aparecerá escuro. Por exemplo, para a verificação de

## Parâmetros e sugestões para ARM-PC

Quando precisam ser avaliados o fluxo multidirecional e a direção de fluxo, deve ser considerada a realização de uma ARM-PC. Para esse propósito, a ARM-PC pode ser usada com eficiência na verificação de malformações arteriovenosas (MAV), aneurismas, oclusão venosa, anormalidades congênitas e lesões traumáticas vasculares intracranianas. As aquisições em volume 3D podem ser utilizadas para avaliar a vasculatura intracraniana (Figura 8.19). Os parâmetros sugeridos são:

- volume de 28 cortes, com 1 mm de espessura
- ângulo de inclinação 20° (se for selecionado um volume de 60 cortes, o ângulo de inclinação deve ser reduzido para 15°)
- TR igual ou menor que 25 ms
- VENC 40 a 60 cm/s
- codificação de fluxo em todos os eixos.

As técnicas 2D oferecem tempos de aquisição de imagens mais aceitáveis, de aproximadamente 1 a 3 min. Para aplicações intracranianas de ARM-PC 2D os parâmetros sugeridos são:

- TR 18 a 20 ms
- ângulo de inclinação 20°
- espessura do corte 20 a 60 mm
- VENC 20 a 30 cm/s para fluxo venoso;  
40 a 60 cm/s para velocidades mais altas com *aliasing*;  
60 a 80 cm/s para determinação da velocidade e do sentido do fluxo.

Para ARM-PC 2D de carótida, os parâmetros sugeridos são:

- ângulo de inclinação 20° a 30°
- TR 20 ms
- VENC 40 a 60 cm/s para melhor visualização da morfologia com *aliasing*;  
60 a 80 cm/s para informações quantitativas sobre a velocidade e o sentido do fluxo.

## Vantagens e desvantagens do *spin-eco* convencional

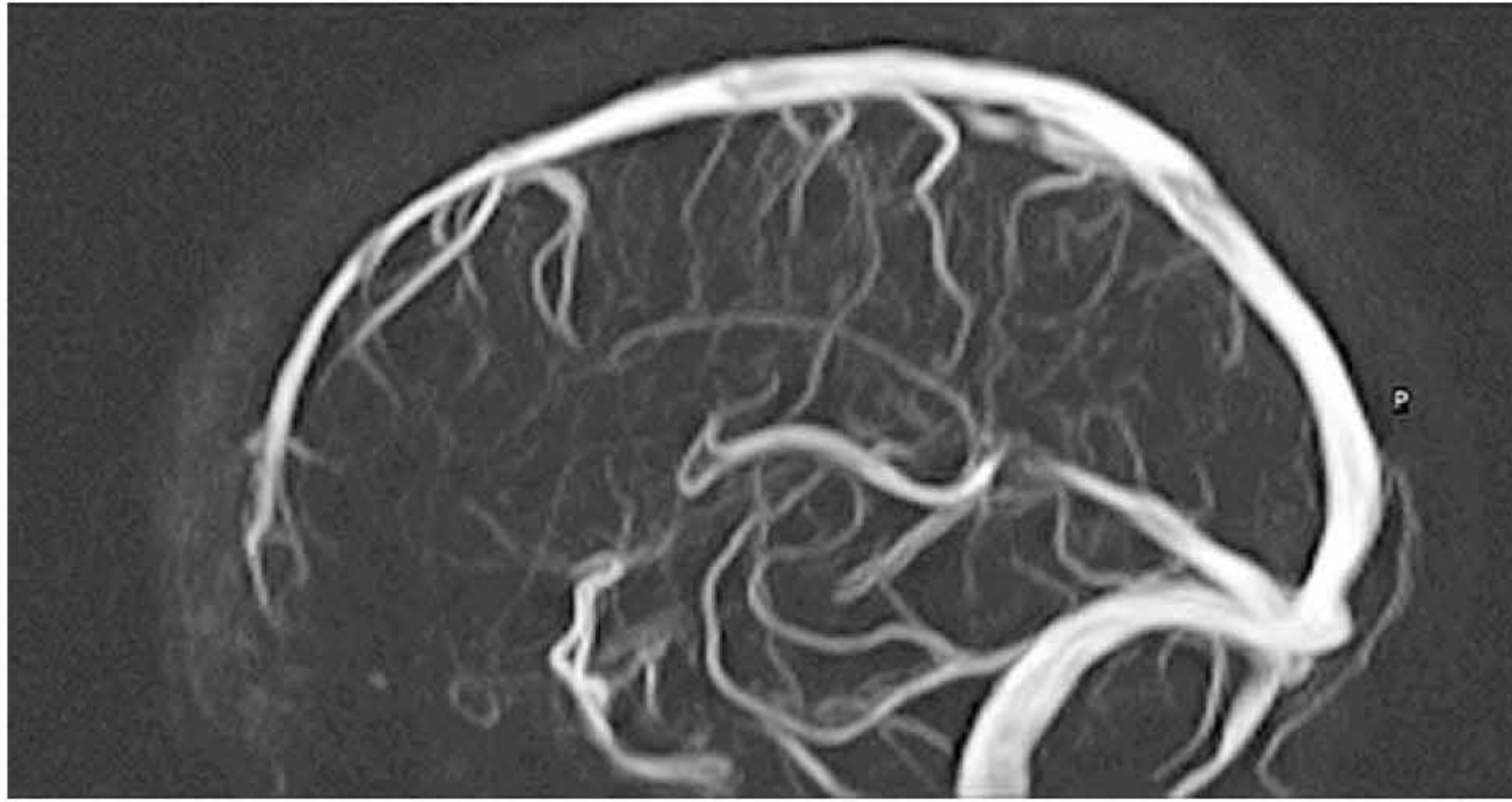
### Vantagens

- Sensibilidade a diferentes velocidades de fluxo vascular (pode verificar a velocidade do fluxo sanguíneo)
- Sensibilidade ao fluxo dentro do FOV (pode verificar fluxo sanguíneo multidirecional)
- Defasagem intravoxel reduzida
- Elevada supressão do sinal de fundo
- Imagens com magnitude e com fase (pode verificar a direção do fluxo).

### Desvantagens

- Longo tempo de aquisição de imagens em 3D
- Maior sensibilidade à turbulência.





**Figura 8.19** Imagem sagital do seio sagital superior em ARM-PC. A aquisição dessa imagem foi feita com PC 3D e codificação ao longo dos três eixos (X, Y e Z).

uma trombose do seio sagital, a aquisição de imagem do seio sagital superior poderia ser feita com PC 2D e codificada ao longo de um único eixo. Para a aquisição de imagens do seio sagital superior em sequências ARM-PC 2D, as imagens podem ser codificadas no eixo anteroposterior. As aquisições 2D, no entanto, geralmente têm resolução mais baixa que as aquisições em 3D, e não podem ser reformatadas e visualizadas em outros planos de imagem.

### *Técnicas de codificação de velocidade*

Técnicas de codificação de velocidade são destinadas à verificação de velocidade e direção do fluxo, e fornecem informações similares às do ultrassom com Doppler. O plano de projeção localiza-se em um ângulo reto em relação ao plano de excitação. Essencialmente, essa técnica não produz imagens, mas “blips” como em um traçado de ECG. A localização dos “blips” vasculares no plano de projeção mostra a direção do fluxo (*blip up* representa fluxo arterial e *blip down*, fluxo venoso) e o comprimento da projeção (ou a altura do “blip”) define a velocidade do fluxo. “Blips” altos representam fluxo arterial (alta velocidade de fluxo) e “blips” mais baixos representam fluxo venoso (baixa velocidade de fluxo). Não é muito comum a utilização dessas técnicas de codificação de velocidade, mas elas devem ser mencionadas.

### **ARM com contraste**

As sequências ARM TOF e PC tornaram-se padrão para a avaliação de estruturas vasculares da cabeça. No entanto, elas têm inúmeras desvantagens, principalmente para estruturas vasculares do corpo. Entre as dificuldades para ARM do corpo (com ARM-TOF e/ou ARM-PC), podemos destacar os artefatos de movimento e a possibilidade de perda de sinal em estruturas vasculares devido ao fluxo planar. Por isso, o padrão para verificação de vasos do pescoço, corpo (tórax, abdome e pelve) e sistema vascular periférico é a ARM contrastada (ARM-CE, *contrast enhanced*). Esse tipo de angiografia utiliza uma sequência gradiente-eco 3D ponderada em T1, seguida pela administração por via intravenosa rápida de gadolínio e aquisição dinâmica de imagens.

As imagens são adquiridas antes, durante e depois da administração do contraste e/ou sincronizadas com as fases arterial, intermediária e venosa do ciclo vascular (Figura 8.20). As considerações técnicas relacionadas com a ARM com contraste incluem:

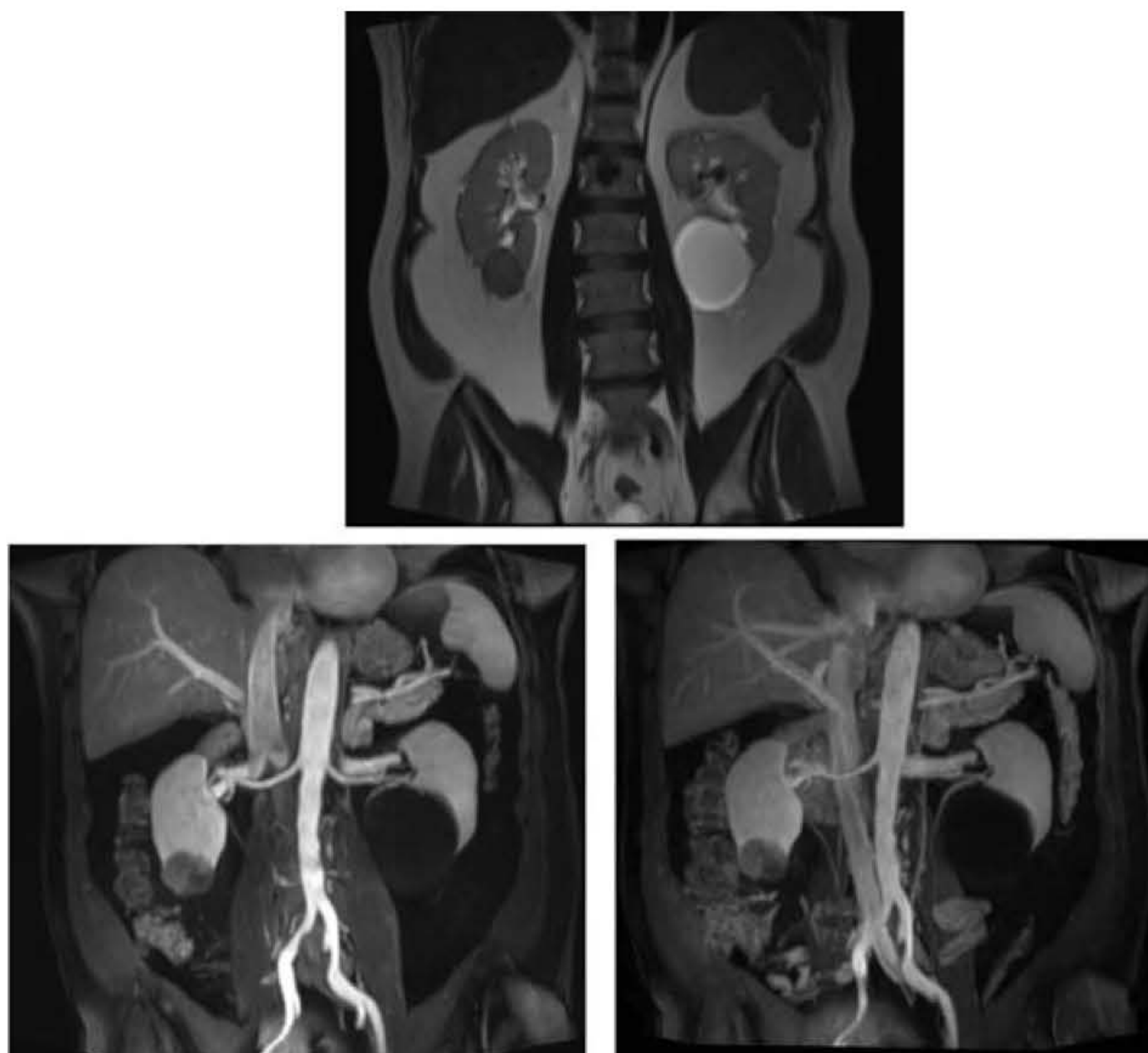
- parâmetros do protocolo
- método de administração
- tipo e dosagem do contraste
- tempo de exame.



## Parâmetros e opções para ARM-CE

Para aquisições ARM-CE, os parâmetros são selecionados para reduzir o sinal de tecidos estacionários em tempos aceitáveis de exame, e então o gadolínio é administrado para realçar o sinal do fluxo sanguíneo. Aquisições ótimas de ARM-CE exigem alta resolução espacial (pequenos voxels) e alta resolução temporal (rápidos tempos de aquisição). Infelizmente, altas resoluções espacial e temporal são mutuamente excludentes. Por exemplo, imagens adquiridas com altas resoluções espacial geralmente requerem longo tempo de exame (para obter boa SNR, CNR e qualidade de imagem) (veja o Capítulo 4). Técnicas de aquisição rápida de imagens geralmente reduzem a resolução. Na tentativa de obter imagens de alta resolução espacial em tempos de aquisição aceitáveis, a ARM-CE deve ser adquirida em sequência gradiente-eco 3D com ponderação em T1 durante apneia e dinamicamente durante a administração do contraste. Os TR devem ser selecionados para tempos de exame rápidos e combinados com os ângulos de inclinação apropriados para saturação do sinal de tecidos estacionários (bem semelhante a sequências ARM-TOF) maximizando, assim, o contraste em T1. Os TE selecionados devem ser o mais curtos possível para reduzir a defasagem intravoxel e minimizar o contraste em T2. A defasagem intravoxel fornece imagens com sinal menos eficiente no interior de estruturas vasculares. Outro método para redução da defasagem intravoxel é a utilização de pequenos voxels (pequeno FOV, espessura fina do corte e grande matriz). Imagens ARM-CE adquiridas com pequenos voxels também fornecem alta resolução espacial. Embora sejam necessárias imagens de alta resolução para a visualização de vasos de menor calibre, eles geralmente têm SNR mais baixa. Por essa razão, é essencial a seleção da bobina de RF adequada. Para imagens do corpo, geralmente são empregadas bobinas multicanais para realização de ARM com realce de contraste.

O plano de exame para ARM-CE deve ser selecionado de acordo com a anatomia vascular a ser examinada. É uma vantagem fazer a aquisição de imagens no plano que englobar melhor as estruturas anatômicas de interesse. Por exemplo, para cobertura adequada do arco aórtico, o melhor é o plano sagital (ou sagital oblíquo). Já o plano coronal é melhor para a visualização das artérias pulmonares, das artérias renais, da aorta abdominal e do sistema vascular periférico.



**Figura 8.20** Imagens coronais do abdome em sequência ARM-CE adquiridas antes (*no alto*) e depois (*abaixo*) da administração do contraste. A imagem no canto inferior esquerdo representa a fase arterial, e a imagem no canto inferior direito foi adquirida depois desta fase (fase intermediária ou corticovenosa).



## Método de administração do contraste para ARM-CE

Embora seja possível a injeção manual, geralmente a injeção IV rápida de gadolínio (Gd) durante a ARM-CE é administrada por meio de uma bomba de injeção. Essas bombas propiciam consistência de velocidade de injeção (para pacientes que precisam de exames de acompanhamento) e capacidade para completar os procedimentos de ARM-CE com apenas um técnico.

### Tipo e dosagem do contraste

A dose recomendada de Gd é de 0,1 milimol por quilograma (mmol/kg) de peso corporal (aproximadamente 0,2 mL/kg). Diversos agentes específicos já foram aprovados pela FDA para administração de até 0,3 mmol/kg ou o triplo da dosagem em comparação com a maioria dos agentes a base de Gd. Muitos centros médicos utilizam uma dose dupla de Gd ou um agente de maior relaxamento para a aquisição de imagens com ARM-CE. Por exemplo, um paciente de 45,5 kg deve receber 9,1 mL de gadolínio como dosagem padrão. Neste caso, deve ser considerada adequada uma dose dupla de 18,2 (ou uma dose estimada de 20 mL) para a aquisição de imagens vasculares. Recomenda-se também que a injeção do contraste seja seguida pela infusão rápida de soro fisiológico.

241

### Cronometragem do exame

A cronometragem é essencial para uma boa ARM-CE. Na verdade, para otimizar a visualização de estruturas vasculares, a cronometragem do exame deve ser programada de tal modo que a parte central do espaço K seja preenchida enquanto o contraste faz o preenchimento dos vasos. Imagens da ARM-CE adquiridas muito cedo após a injeção do contraste podem fornecer imagens sem a visualização proporcionada pelo Gd, e imagens adquiridas muito depois da injeção podem fornecer apenas imagens das estruturas venosas (não das artérias). Portanto, devem ser levados em consideração o tempo de exame e o preenchimento do espaço K (normal, linear, cêntrico, espiral) para determinação apropriada dos tempos de atraso (*delay*) (para maiores informações sobre o espaço K, consulte o Capítulo 3). Por exemplo, se o tempo de exame for de 30 s e for utilizado o preenchimento cêntrico do espaço K, o atraso deve ser de 30 s e a aquisição de imagens pode ser iniciada imediatamente após a injeção.

Existem várias opções para otimizar o tempo de exame, incluindo a injeção IV rápida de teste, o acompanhamento do material injetado e a “fluorodeflagração”. Métodos automáticos de determinação de retardo incluem opções de exame como o posicionamento de um marcador para medir o sinal proveniente do lúmen da aorta, e que inicia o exame quando detecta o aumento do sinal do contraste, e/ou fluorodeflagração, que usa uma aquisição do tipo *navigator*, de alta resolução temporal. As imagens são mostradas em tempo real, permitindo que o operador observe a chegada do agente de contraste no vaso e que inicie manualmente a aquisição principal. Essas opções podem fornecer retardos acurados para ARM-CE. Outro método de determinação da cronometragem do exame é com a injeção IV rápida de contraste para fins de teste. Nesse método uma pequena dose de 1 ou 2 mL de Gd é injetada e o exame é repetido em intervalos para deter-

## Resumo sobre angiografia por ressonância magnética

As informações fornecidas por ARM-PC e ARM-TOF diferem daquela da angiografia por contraste convencional, na medida em que a ARM produz uma imagem com sensibilidade ao fluxo, e não uma imagem da morfologia. Consequentemente, situações clínicas que exigem dados sobre a hemodinâmica são mais apropriadas para ARM do que aquelas que exigem informações detalhadas sobre a anatomia vascular. O uso da ARM permite a clara visualização do fluxo laminar. No entanto, como fluxos turbulentos contêm velocidades de dispersão que resultam em defasagem no interior do voxel, o resultado é a perda de sinal. As informações fornecidas pela ARM são uma combinação dos dados sobre fluxo, obtidos em exames de ultrassonografia com Doppler, e dados morfológicos, contidos na angiografia por contraste convencional. Isso é especialmente verdadeiro quando a ARM-PC e a ARM-TOF são utilizadas juntamente com técnicas de codificação de velocidade.



minar o momento exato de iniciar a aquisição de imagens. Neste caso, o operador detecta o momento em que o contraste chega ao vaso e faz o exame de acordo com isso.

As imagens da ARM-CE podem ser pós-processadas (como as ARM-TOF) tanto com técnica MIP como com SSD. Mesmo com imagens pós-processadas com MIP, a supressão do sinal de fundo nas aquisições por ARM-CE pode não ser a melhor possível. Para visualizar imagens de ARM com contraste sem o sinal dos tecidos de fundo, podem ser empregadas técnicas de subtração. Esta técnica “pega” a imagem adquirida sem contraste e “subtrai” esta imagem daquela obtida durante o realce de contraste. A imagem resultante mostra o sinal vascular independentemente do sinal de fundo (Figura 8.21).

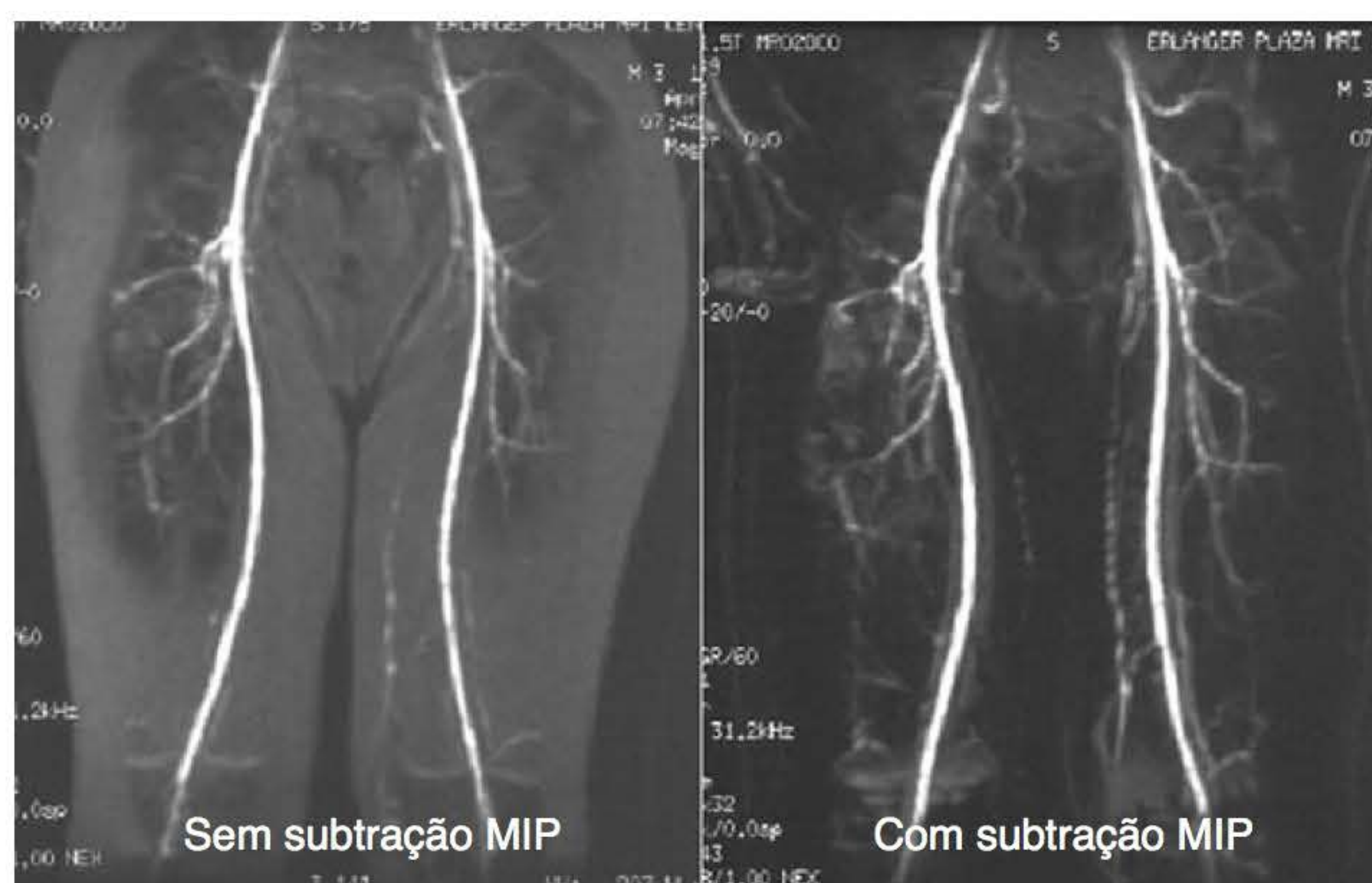
## RM cardíaca

### Anatomia cardíaca

A aquisição de imagens cardíacas coloca diversos desafios que incluem o movimento e a posição do coração na cavidade torácica. O movimento pode ser periódico e fisiológico (como a contração cardíaca, o fluxo vascular e os movimentos respiratórios) ou aperiódico (como a movimentação do paciente e o peristaltismo gástrico). O coração localiza-se em posição “duplo-oblíqua” na caixa torácica. Pelos motivos citados, a aquisição de imagens cardíacas pode representar um grande desafio, mesmo para profissionais experientes, sejam eles técnicos, tecnólogos, radiologistas e até mesmo cardiologistas.

O coração é um órgão triangular, e este triângulo está posicionado “de cabeça para baixo” na cavidade torácica. A “base” do triângulo está localizada no topo e o “ápice”, na parte inferior. Em geral, definimos a base como a parte de uma estrutura que fica embaixo e o ápice em cima. Nesse caso, no entanto, os termos (ápice e base) são utilizados para descrever um “triângulo”. Em geometria, a parte reta do triângulo é considerada sua base e a ponta, o ápice.

O coração é composto por quatro câmaras, sendo dois átrios e dois ventrículos, separados por septos. Os átrios são localizados na parte superoposterior direita e os ventrículos, na parte inferior esquerda. Na base do triângulo estão os átrios direito e esquerdo (separados pelo septo interatrial), e no ápice estão localizados os ventrículos direito e esquerdo (separados pelo septo



**Figura 8.21** Imagens adquiridas com ARM-CE em sequência gradiente-eco 3D T1 e que foram pós-processadas com a técnica MIP. Na imagem à esquerda não foi feita a subtração, e a imagem à direita foi subtraída com MIP. Observe que a visualização da vasculatura e a supressão de fundo é otimizada pela técnica de subtração.



interventricular). Além de sua forma incomum, o coração está orientado em uma posição “duplo-oblíqua” na cavidade torácica. A posição oblíqua do músculo cardíaco traduz-se em oblíqua P-A (posterior-anterior), oblíqua E-D (esquerda-direita) e oblíqua S-I (superior-inferior). A câmara mais inferior do coração é o ventrículo esquerdo (VE) e a mais superior é o ventrículo direito (VD). O VD está localizado na parte superior, posterior, com inclinação à direita.

## Planos de imagem em RM cardíaca

Para avaliar adequadamente o coração, as imagens devem ser adquiridas em planos relacionados com o coração propriamente dito, e não com o tórax. Por exemplo, uma visão axial do tórax não produzirá uma imagem no plano axial do músculo cardíaco e das câmaras cardíacas. Portanto, são necessárias imagens multioblíquas para avaliar o coração. Esses planos mostram as câmaras cardíacas em perfil e incluem uma visão do eixo transversal (axial ao plano do coração), do eixo longitudinal ou uma visão de duas câmaras (sagital ao plano do coração), e uma visão das quatro câmaras (coronal ao plano do coração). Para realizar um exame em ângulo reto do coração propriamente dito devem ser selecionados diversos planos oblíquos. Se o sistema não permitir a aquisição de imagens em diversos planos oblíquos (adquiridos automaticamente) essas sequências podem ser manualmente prescritas. Assim que for feita a aquisição no eixo transversal, podem ser prescritas aquisições com visão de duas câmaras e de quatro câmaras. Planos com visão de duas câmaras são adquiridos onde os cortes são selecionados em paralelo com o septo intraventricular. Uma visão das quatro câmaras é obtida quando os cortes são selecionados perpendicularmente ao septo interventricular.

243

## Opções de aquisição de imagens em RM cardíaca

A aquisição de imagens cardíacas tem inúmeros desafios, incluindo o movimento e a posição do coração. Embora os planos de exame possam ser orientados nos eixos axial, sagital e coronal ao plano do coração, os movimentos fisiológicos periódicos e os aperiódicos ainda são importantes na degradação da qualidade de imagem em RM cardíaca. Para aquisição de imagens do coração e dos grandes vasos especificamente, o movimento durante a atividade cardíaca tem de ser compensado para que se obtenha boa qualidade de imagem. Uma técnica de compensação conhecida como sincronização cardíaca pode ser empregada para reduzir os artefatos indesejados causados pelo movimento fisiológico. Para visualizar as estruturas anatômicas e a vasculatura cardíacas com acurácia, é essencial que as imagens sejam adquiridas com sincronização cardíaca. Uma sincronização cardíaca inadequada produz imagens de baixa qualidade.

## Sincronização cardíaca

A sincronização cardíaca é um método que reduz os artefatos de movimento em imagens cardíacas por RM. Esses artefatos são causados pelo mapeamento incorreto da fase produzido como resultado dos batimentos cardíacos e da pulsação do fluxo sanguíneo. O sinal elétrico do coração, ou o fluxo mecânico do leito vascular, é usado para disparar cada sequência de pulso (Figura 8.23). Podem ser utilizados dois métodos:

- *sincronização cardíaca*, que usa eletrodos e fios, que são colocados sobre o corpo do paciente para detectar a atividade elétrica do coração
- *sincronização periférica*, que usa um sensor periférico colocado no dedo do paciente para detectar a pulsação no leito capilar.

## Eletrocardiograma

O ECG é adquirido pela quantificação da diferença de voltagem entre dois (ou três ou quatro) eletrodos fixados sobre o tórax do paciente (conhecidos como eletrodos de ECG). A maioria dos sistemas tem um código de cores para os eletrodos para que possam ser colocados corretamente



no paciente. Os eletrodos branco e vermelho geralmente são colocados no nível do coração para medir a diferença de voltagem entre dois pontos. O eletrodo verde é o terra, e deve ser colocado próximo, mas sem encostar no vermelho ou no branco. Os eletrodos e a sugestão para o posicionamento deles pode variar de acordo com o fabricante. Certifique-se de revisar as exigências e recomendações do sistema em uso para evitar a possibilidade de queimaduras no paciente. O ECG consiste em:

- uma onda P que representa a sístole atrial (contração)
- um complexo QRS que representa a sístole ventricular
- uma onda T que representa a diástole ventricular (relaxamento) (Figura 8.22).

244

Quando se utiliza a sincronização cardíaca, o pulso de RF (e consequentemente a sequência de pulsos) é iniciado por uma onda R. O pico da onda R é utilizado para disparar (*trigger*) cada sequência de pulsos, porque, eletricamente, tem a maior amplitude (Figura 8.23). Esta técnica é conhecida como sincronização prospectiva, o que significa que o tempo do exame é sincronizado e disparado pelos batimentos cardíacos durante a aquisição. A sincronização prospectiva é uma técnica que ocorre durante a aquisição da imagem, em oposição à sincronização retrospectiva. Esta última (realizada durante diversas aquisições cardíacas cine) obtém os dados da imagem e faz a sincronização com o ciclo cardíaco durante a reconstrução (após a realização do exame, retrospectivamente).

## TR efetivo

Como a sincronização cardíaca usa cada onda R para disparar a sequência de pulso, o TR é totalmente dependente do intervalo de tempo entre cada onda R. Isto é denominado **intervalo RR** e é controlado pela frequência cardíaca do paciente (Figura 8.23). Se o paciente tiver uma frequência rápida, o intervalo RR será mais curto do que se ele tivesse uma frequência lenta. Como



Figura 8.22 ECG.

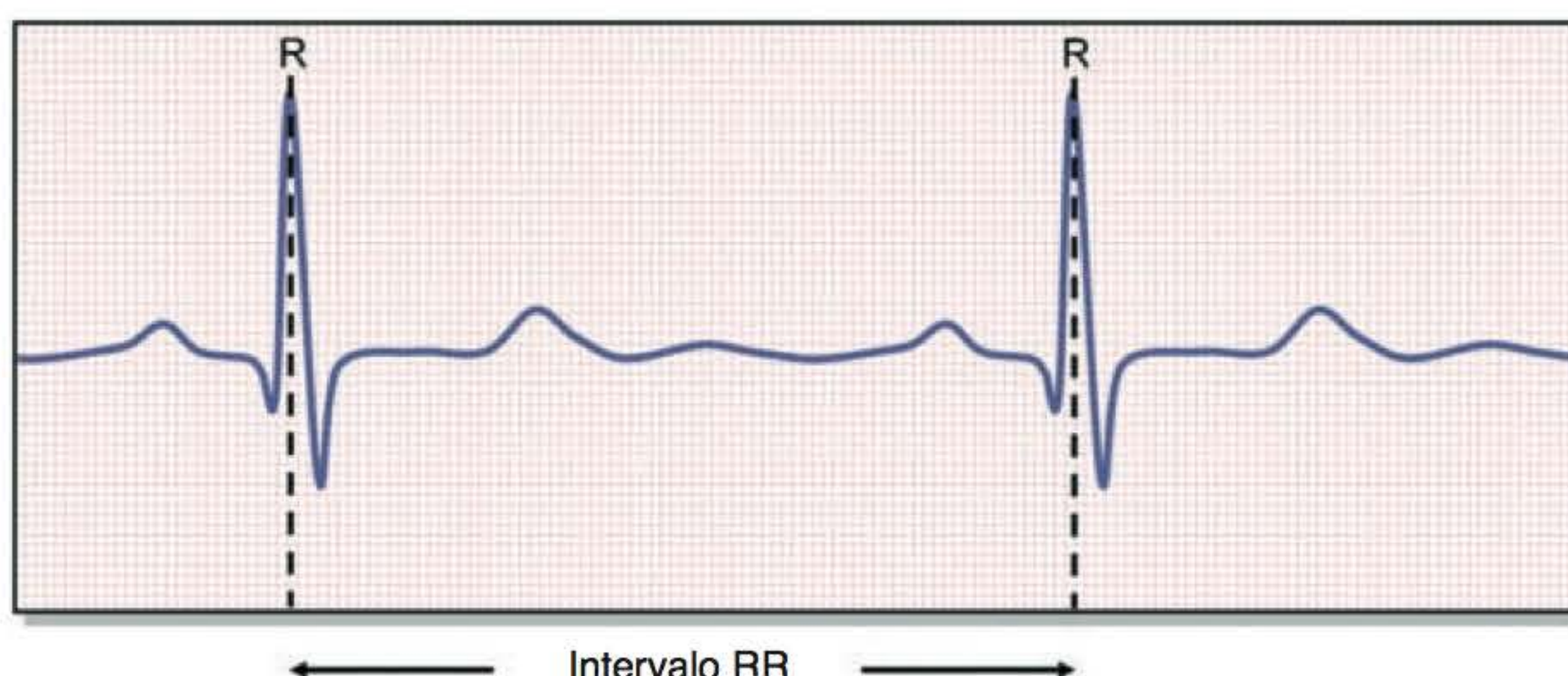


Figura 8.23 Intervalo RR e, consequentemente, o TR efetivo em imagens com sincronização cardíaca.



o exame se inicia por uma onda R, o intervalo de tempo entre as ondas R equivale ao TR. Desse modo, o TR e, consequentemente, a ponderação da imagem e o número de cortes, depende *totalmente* da frequência cardíaca. Esse TR é denominado “efetivo”, uma vez que a frequência cardíaca não é perfeitamente constante e varia de um batimento cardíaco para outro.

Por exemplo, se a frequência cardíaca for 60 bpm, então:

$$\text{Intervalo RR} = 60.000 \text{ ms} \div 60 = 1.000 \text{ ms.}$$

(São 60 segundos em um minuto e 1.000 milissegundos por segundo ou 1 batimento cardíaco por segundo.)

$$\text{Intervalo RR} = 1 \text{ s ou } 1.000 \text{ ms, e TR} = 1.000 \text{ ms.}$$

Se a frequência cardíaca do paciente for 120 bpm, então:

$$\text{Intervalo RR} = 0,5 \text{ s ou } 500 \text{ ms, e TR} = 500 \text{ ms.}$$

Na sincronização cardíaca, a sincronização pode ser restritiva em termos de ponderação (TR) e número de cortes. Isso é verdadeiro até certo ponto, uma vez que não existe controle do intervalo RR em si. Em alguns pacientes o TR efetivo é de 500 ms, enquanto em outros o TR ultrapassa os 1.000 ms, o que reduz consideravelmente a ponderação em T1. Isso tem de ser tolerado quando se empregam técnicas prospectivas de sincronização cardíaca; é considerado o “preço a ser pago” para obter imagens com redução de artefatos de movimento.

A obtenção de imagens ponderadas em T2 pode ser mais problemática, mas a maioria dos sistemas emprega um método no qual cada segunda ou terceira onda R pode ser usada como *trigger*. Dessa maneira, o TR efetivo é aumentado (TR efetivo longo) de modo que a saturação (e, portanto, a ponderação em T1) não prevaleça e possam ser obtidas imagens ponderadas por densidade protônica (TE curto) em T2 (TE longo).

Por exemplo, se a frequência cardíaca for 60 bpm, o intervalo RR será 1.000 ms:

- ½ RR selecionado TR efetivo = 500 ms
- 1 RR selecionado TR efetivo = 1.000 ms
- 2 RR selecionado TR efetivo = 2.000 ms
- 3 RR selecionado TR efetivo = 3.000 ms.

Para conseguir imagens ponderadas em T1 que são adquiridas com sincronização cardíaca, o *trigger* ocorre a cada onda R ( $1 \times \text{RR}$ ). No exemplo anterior ( $1 \times \text{RR}$ ), a seleção permite imagens com  $(1 \times 1.000 \text{ ms}) = 1.000 \text{ ms}$  de intervalo RR, portanto, 1.000 ms de TR.

Para um valor mais curto de TR, alguns fabricantes oferecem a opção de  $(\frac{1}{2} \times \text{RR})$ . No exemplo anterior, no qual a frequência cardíaca do paciente é 60 bpm, o resultado seria:

- Frequência cardíaca = 60 bpm
- 60 segundos em 1 minuto
- 1 s = 1.000 milissegundos
- 1 s entre as ondas R
- Intervalo RR = 1 s
- Intervalo RR = 1.000 ms
- $(\frac{1}{2} \times \text{RR})$  ou  $(\frac{1}{2} \times 1.000 \text{ ms})$
- TR efetivo = 500 ms.

Para ponderação por densidade protônica e T2, cada segunda ( $2 \times \text{RR}$ ) ou terceira ( $3 \times \text{RR}$ ) onda R é usada como *trigger*, resultando em um TR efetivo de 2.000 a 3.000 ms.

## Aquisição do corte

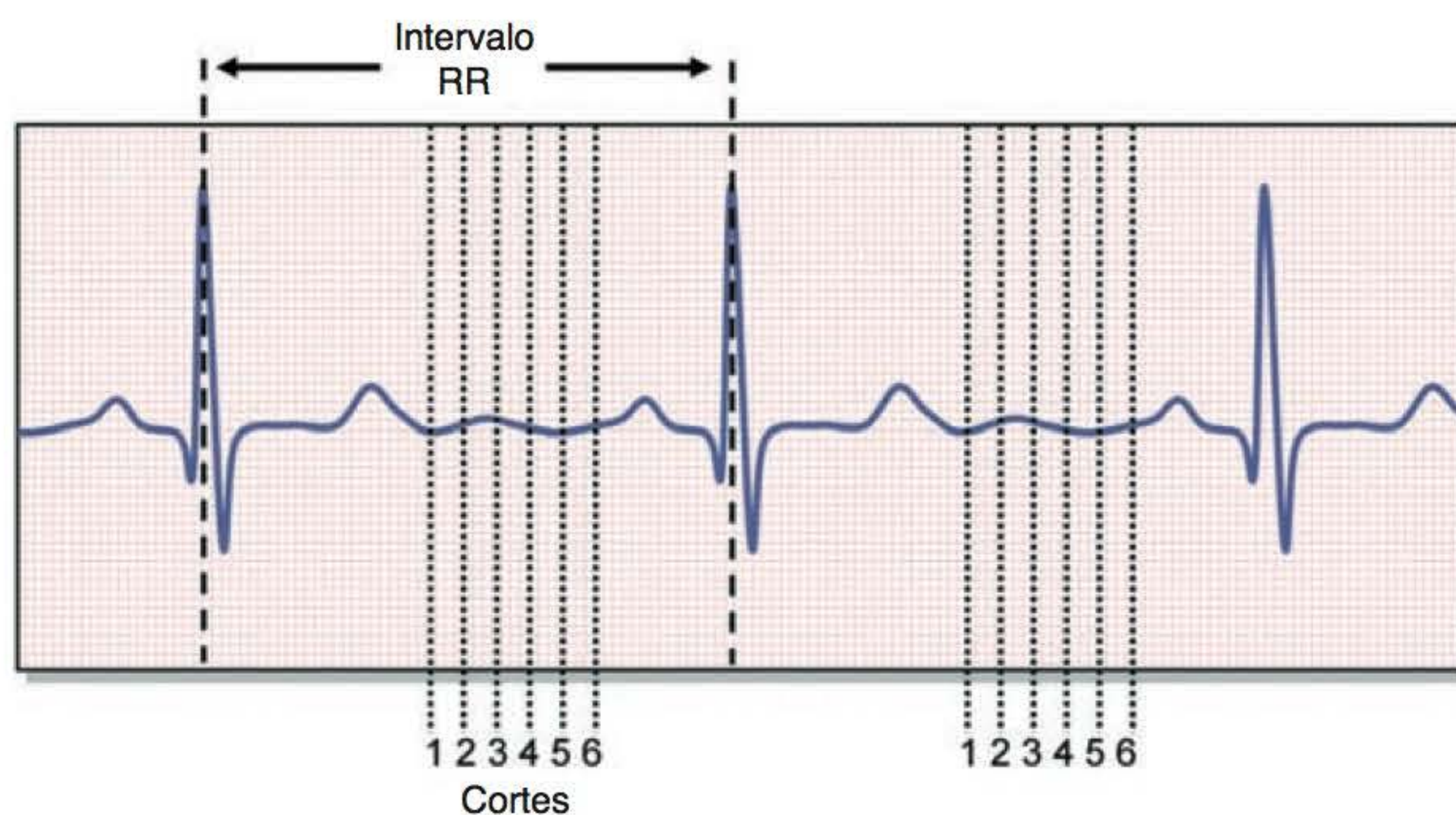
A aquisição dos cortes é feita durante o TR efetivo do mesmo modo que na aquisição de imagens convencional. À medida que o TR aumenta, cresce também o número de cortes disponíveis. Os dados de codificação de fase são adquiridos durante o intervalo RR. Durante o intervalo



seguinte são adquiridos dados de outra etapa de codificação de fase (Figura 8.24). O processo se repete até que a aquisição de dados (ou todas as etapas de codificação de fase) para cada corte esteja completa. Os dados de cada corte são sempre adquiridos quando o coração se encontra na mesma fase de atividade cardíaca. Em outras palavras, as aquisições do corte 1 são sempre realizadas quando o coração se encontra em determinado ponto de seu ciclo, e assim sucessivamente com os cortes 2, 3 etc. Desse modo, o artefato de movimento de cada corte é reduzido.

Naturalmente, isso só se aplicaria se a frequência cardíaca do paciente permanecesse perfeitamente constante durante todo o tempo do exame. Se a frequência cardíaca se alterar minimamente, os dados serão obtidos em momentos diferentes do ciclo cardíaco e a qualidade da imagem sofrerá as consequências. Mesmo em pacientes saudáveis, ocorrem periodicamente pequenas alterações na frequência cardíaca. Na maioria dos pacientes, a frequência cardíaca não permanece “perfeitamente” constante, mas flutua devido à ansiedade e/ou ao barulho que faz o gradiente durante a sequência.

Para compensar, podem ser feitos determinados ajustes no TR efetivo para que a sincronização seja mais eficiente. Esses ajustes são um período de espera próximo a cada onda R. Muitos sistemas fazem automaticamente o ajuste desses períodos de espera para as sequências de pulso. Outros sistemas dispõem de parâmetros que podem ser selecionados pelo operador. Esses dois períodos de espera são conhecidos como janela de deflagração ou disparo e retardo pós-disparo (ou retardo do disparo).



**Figura 8.24** Sequência sincronizada ECG com aquisição de seis cortes, com a cada localização de corte adquirida na mesma “fase” do ciclo cardíaco. Por exemplo, cada etapa de codificação de fase para o corte 1 é adquirida logo após a onda T. Por essa razão, cada etapa de codificação de fase será adquirida no mesmo tempo do ciclo cardíaco (após a onda T). A imagem resultante aparecerá como se o coração estivesse imóvel, congelado em uma determinada fase.

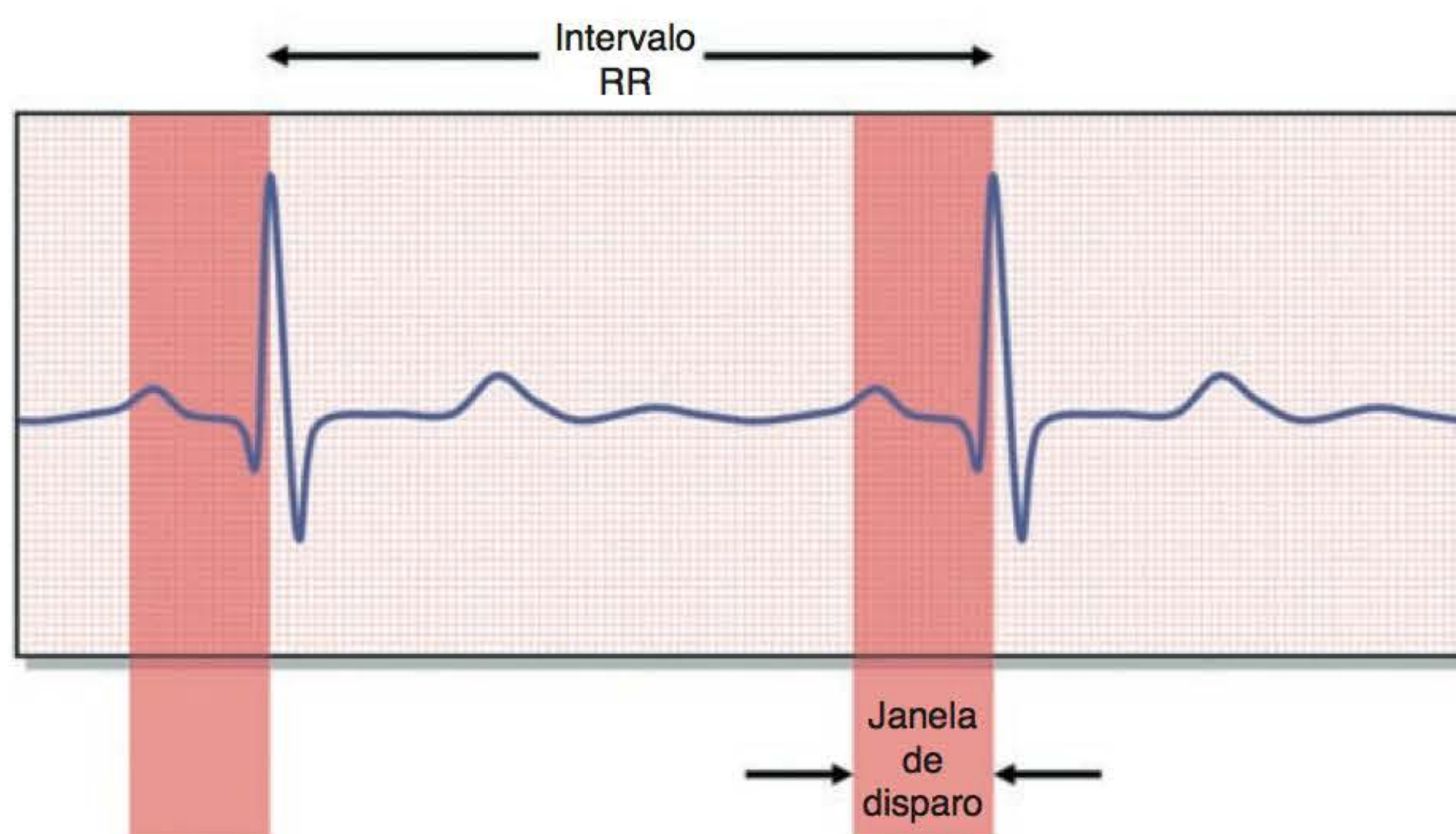
## Janela de deflagração ou disparo (trigger window)

O tempo de espera antes de cada onda R é frequentemente chamado de janela de disparo. É um retardo no intervalo de tempo, geralmente expresso como uma porcentagem do intervalo RR total, em que o sistema interrompe o exame e espera a onda R seguinte (Figura 8.25).

Este atraso faz o ajuste pelo fato de que a frequência cardíaca do paciente pode ter se elevado durante o exame, movendo a onda R para mais perto do começo da janela de sincronização. Se o sistema tiver parado o exame e estiver esperando a onda R seguinte, isso sincronizará a sequência de pulso, independentemente do fato de a onda R ocorrer antes do esperado. Se a frequência cardíaca se acelerar mais, e a onda R ocorrer enquanto o sistema ainda está fazendo aquisição de dados, a onda R será perdida e o TR efetivo subitamente aumentará (Figura 8.26).

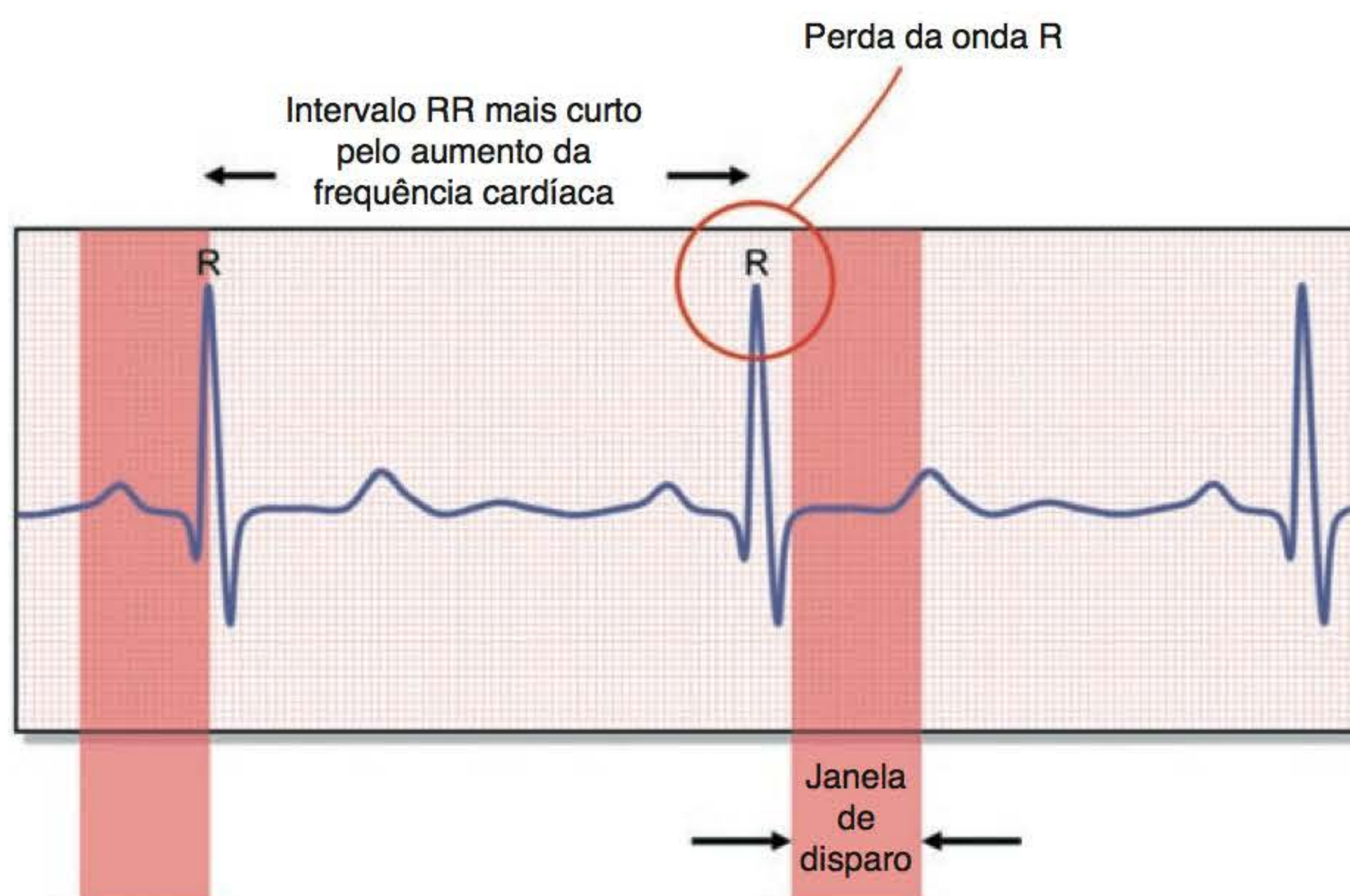
Algumas vezes o paciente adormece no meio do exame. Quando isso acontece, a frequência cardíaca costuma desacelerar, de modo que a onda R ocorre ainda mais distante do início da





247

**Figura 8.25** Janela de disparo em um ECG. Se a janela de disparo for determinada como 10%, o tempo real de atraso será de 1.000 ms (TR efetivo) menos 10%, sendo o tempo de aquisição do corte resultante de 900 ms. Isso é conhecido como tempo de aquisição de imagens disponível (AIT, *available imaging time*).

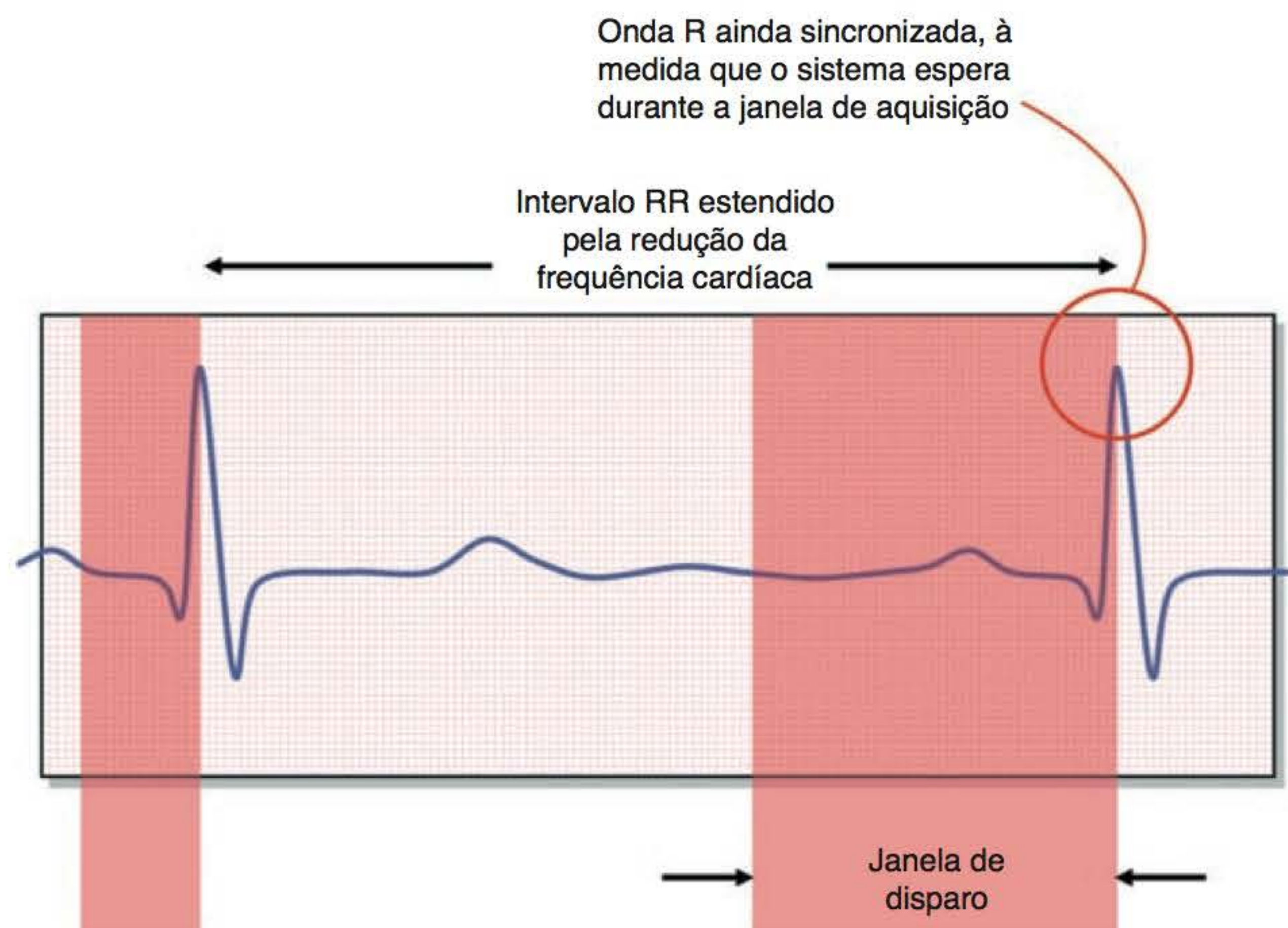


**Figura 8.26** Sequência sincronizada ECG na qual a onda R foi perdida durante a aquisição de imagem. A perda da onda R ocorre, neste caso, pelo aumento da frequência cardíaca.

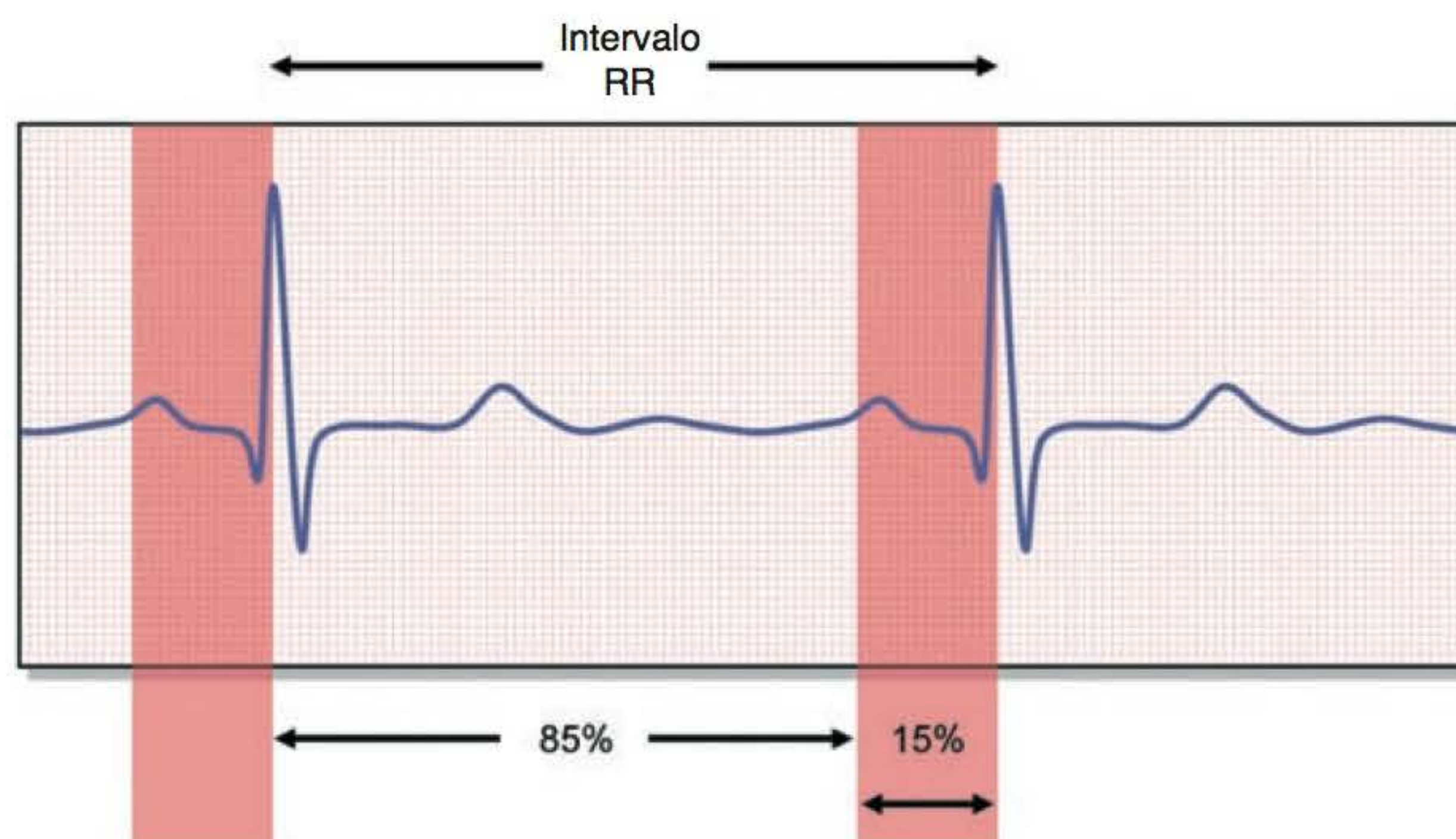
janela de sincronização. No entanto, o sistema ainda está esperando para sincronizar o exame e o faz quando detecta a onda R seguinte. O TR efetivo aumenta, mas a onda R não é perdida (Figura 8.27).

A janela de disparo geralmente é expressa como uma porcentagem do intervalo RR. Naturalmente, a janela correta deve ser selecionada, de maneira que qualquer elevação da frequência cardíaca é compensada. A seleção de uma janela muito grande, contudo, reduz a quantidade de tempo disponível para a aquisição de cortes, por isso é necessário o equilíbrio. Na prática, a frequência cardíaca da maioria dos pacientes varia aproximadamente 10% durante a realização do exame, assim, a seleção de uma janela de cerca de 10 a 20% compensa adequadamente qualquer variação na frequência cardíaca e permite a aquisição de um número razoável de cortes (Figura 8.28). Em pacientes com arritmia conhecida, um aumento na janela de aquisição (de até 25%) permite a otimização da sincronização de imagens.





**Figura 8.27** A onda R não é perdida com a redução da frequência cardíaca.



**Figura 8.28** Qual seria o valor da janela de disparo se o intervalo RR fosse de 1.000 ms?

## Atraso de sincronização (trigger delay)

O período de espera após cada onda R frequentemente é chamado de *after trigger* ou atraso de sincronização (*trigger delay*). Sempre existe um ligeiro atraso entre a detecção da onda R pelo sistema e a transmissão do pulso de RF para excitação do primeiro corte; é um retardo da ordem de poucos milissegundos. No entanto, esse período pode ser estendido para atrasar a aquisição dos cortes até que o coração esteja em diástole e, portanto, relativamente em repouso (Figura 8.29).

## Tempo de aquisição de imagens disponível

O tempo de aquisição de imagens disponível é o período acessível para a aquisição de cortes. É definido como o TR efetivo menos a janela de disparo e o atraso de disparo.

Tempo de aquisição de imagens disponível = intervalo RR – (janela de disparo + atraso de disparo).



Se o intervalo RR for de 1.000 ms, a janela de sincronização, de 10%, e o atraso de sincronização, de 100 ms, o tempo disponível para a aquisição de dados será:

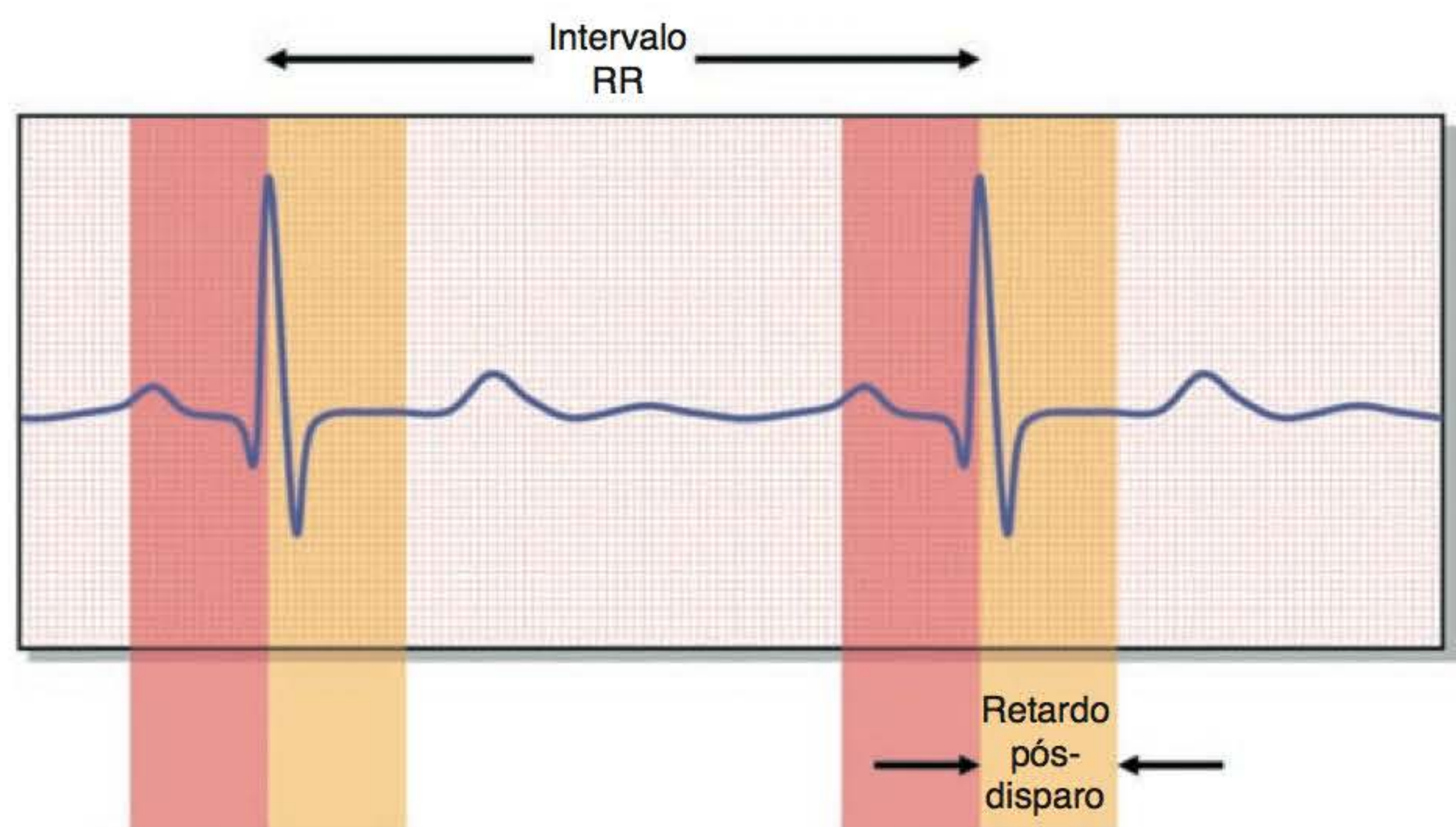
$$1.000 \text{ ms} - 100 \text{ ms} - 100 \text{ ms} = 800 \text{ ms}.$$

O tempo de aquisição de imagens disponível *não* é o TR efetivo. Este é o tempo entre a excitação do corte 1 no primeiro intervalo RR, até sua excitação no segundo intervalo RR. O tempo de aquisição de imagens disponível é simplesmente o período acessível para a coleta de dados, e determina o número de cortes que poderão ser obtidos (Figura 8.30).

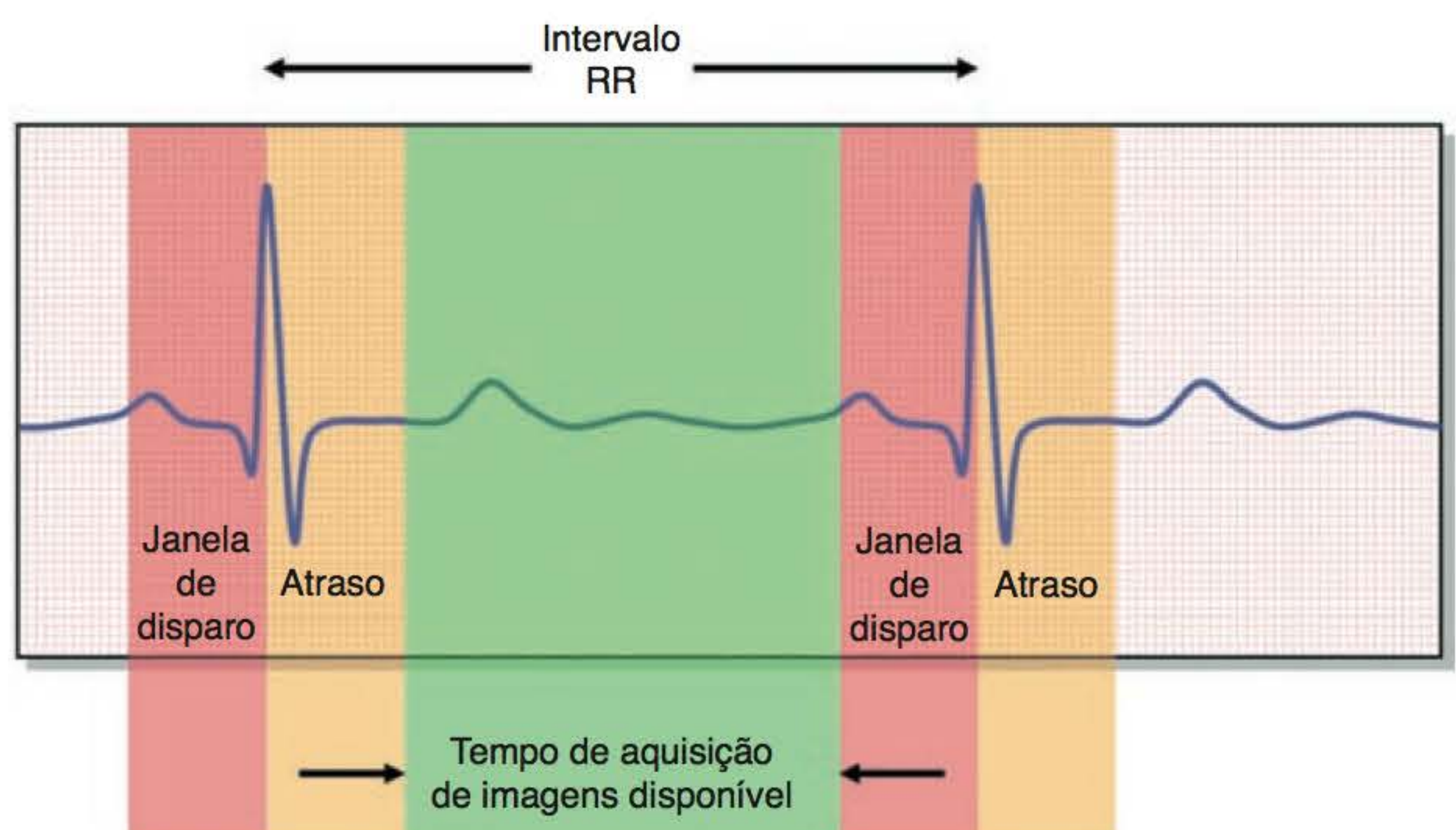
## Sincronização periférica

249

A sincronização periférica funciona do mesmo modo que a eletrocardiográfica. Um sensor periférico colocado na ponta do dedo do paciente detecta o aumento no volume sanguíneo do leito capilar durante a sístole. Isso, por sua vez, afeta a luz que é refletida de volta ao sensor, e, assim, a forma de onda é obtida. Os picos das ondas são agora denominados ondas R, mas representam o pulso periférico que ocorre aproximadamente 250 ms após a onda R do ECG. A janela de sincronização, o atraso de sincronização e o tempo de aquisição de imagens disponível ainda se aplicam.



**Figura 8.29** Período de espera conhecido como retardo pós-disparo.



**Figura 8.30** Tempo de aquisição de imagens disponível.



## Parâmetros empregados na sincronização

Ponderação em T1:

- TE curto
- 1 intervalo RR.

Ponderação em T2 ou por densidade protônica (DP):

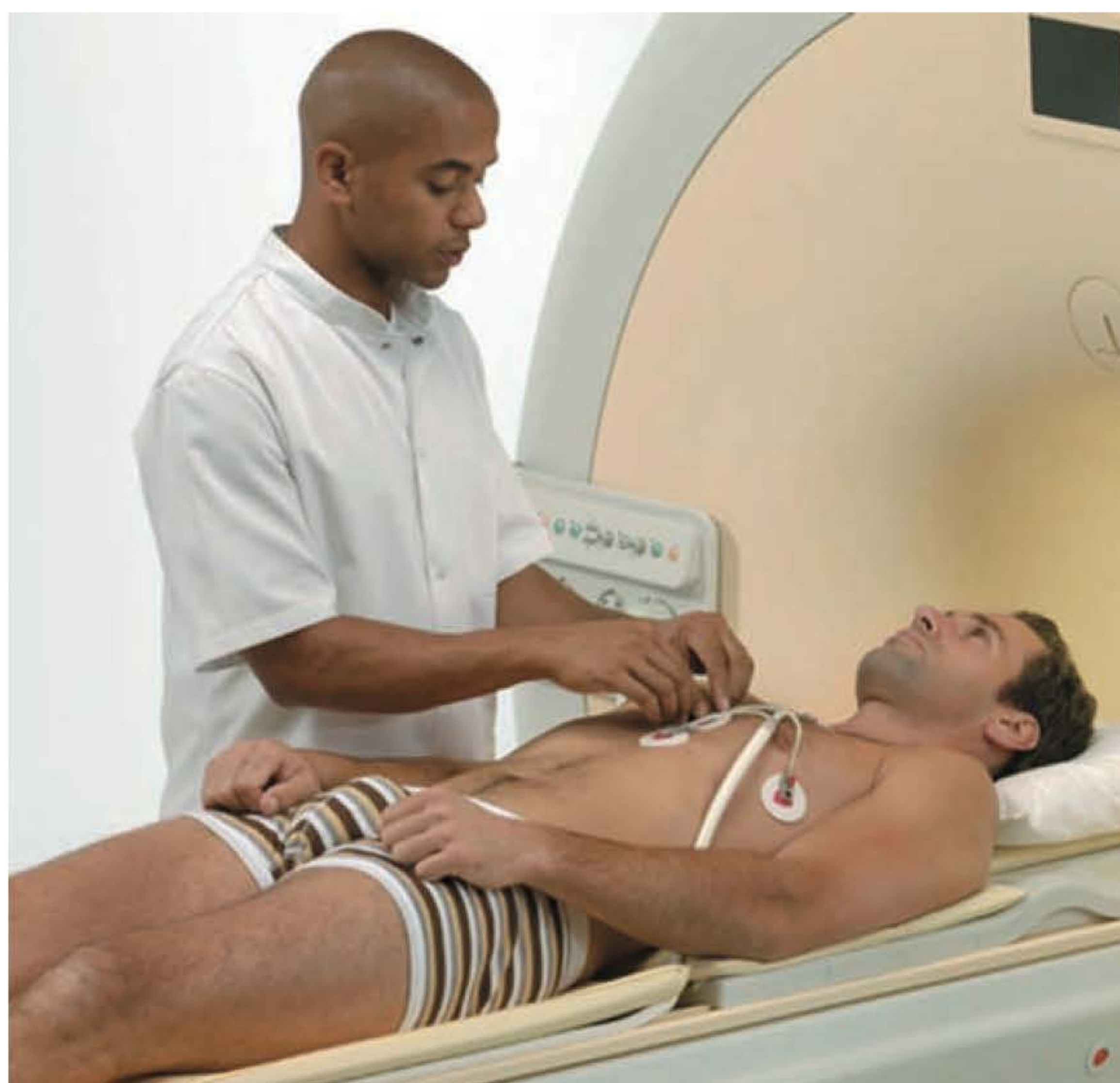
- TE curto (DP)/TE longo (T2)
- 2 ou 3 intervalos RR.

250

## Aspectos de segurança relacionados com a sincronização

Os eletrodos empregados para a sincronização são ligados a cabos que são os condutores e, portanto, são capazes de conduzir correntes relativamente altas. Os cabos ficam localizados na área de alta intensidade dos campos de gradiente e de RF aplicados durante a aquisição de imagens. O resultado é a indução de corrente nos cabos, que podem armazenar e transferir calor para a pele do paciente. Por conseguinte, existe a possibilidade de queimaduras e bolhas no paciente se regras estritas de segurança não forem aplicadas.

Verifique sempre se há danos nos cabos e eletrodos. Se estiverem desgastados ou partidos não devem ser utilizados em hipótese alguma. Ao posicionar os cabos, evite a formação de alças ou sobreposição entre eles. Um ponto de cruzamento cria calor extra que pode danificar o material de isolamento do cabo. Ao posicionar o paciente no interior do tubo do magneto, certifique-se de que os cabos não estão encostando nem no paciente nem no tubo. Dispor os cabos ao longo do corpo do paciente evita o contato com as paredes do tubo, e a colocação de um material isolante entre os cabos e a pele do paciente previne a possibilidade de lesões (Figura 8.31). Para maiores informações sobre segurança relacionada com bobinas e cabos, consulte o Capítulo 10.



**Figura 8.31** Sugestão para colocação dos eletrodos de sincronização para um sistema específico.



## Utilidade da sincronização

A sincronização é útil para a aquisição de imagens em qualquer região com fluxo pulsátil ou do coração propriamente dito. Inclui a cavidade torácica e os grandes vasos, o abdome, a medula espinal (pulsações do líquido cefalorraquidiano) e o cérebro. Praticamente qualquer região na qual o movimento pulsátil degrada a imagem pode se beneficiar com algum tipo de sincronização. A decisão do uso de sincronização eletrocardiográfica ou periférica, em geral, é difícil. A sincronização eletrocardiográfica é mais demorada devido à necessidade de colocação dos eletrodos, e porque arritmias podem alterar de tal modo o ECG que o sistema não consegue detectar adequadamente as ondas R. Esse tipo de dificuldade geralmente não ocorre na sincronização periférica, mas ela não é apropriada para aquisição de imagens do coração. Geralmente a sincronização periférica é utilizada para imagens do cérebro, da medula espinal e de vasos longe do coração. Para imagens do coração propriamente dito, deve ser empregada a sincronização eletrocardiográfica.

A sincronização é um processo demorado visto que o tempo de exame é determinado pela frequência cardíaca do paciente (entre outras coisas). Em geral não existe controle sobre o TR, a ponderação das imagens ou o número de cortes com o uso de sincronização. A sincronização é um processo demorado especialmente quando a frequência cardíaca é baixa. Por isso, um paciente com bradicardia é um desafio para a RM porque os tempos de escaneamento são muito longos. A sincronização em pacientes com bradicardia resultará em intervalos RR mais longos e, conseqüentemente, em TR efetivos mais longos e tempos de exame mais longos. Por esse motivo, muitos centros de estudo reservam a sincronização apenas para aquisição imagens cardíacas e/ou torácicas.

## Pseudossincronização

A sincronização eletrocardiográfica demanda a colocação de eletrodos sobre a pele do paciente para reduzir os efeitos do movimento para que as estruturas anatômicas possam ser bem demonstradas em imagens sem artefato. A pseudossincronização é um método muito simples que envolve a seleção de um TR sincronizado com o intervalo RR. Para a realização da pseudossincronização não é necessário ECG nem sincronização periférica. Em vez disso, o pulso do paciente é verificado antes da realização do exame. O intervalo RR é calculado e, então, é selecionado o TR correspondente. Contanto que a frequência cardíaca não sofra grandes alterações durante a aquisição de imagens (como pode acontecer se o paciente estiver muito ansioso e/ou adormecer durante o exame), os dados de cada corte são adquiridos exatamente no mesmo momento do ciclo cardíaco, como na sincronização convencional. Essa técnica pode ser empregada quando as tentativas com a sincronização convencional falham devido a um sinal fraco de ECG ou a um baixo pulso periférico. Contudo, para ser mais efetiva, a frequência cardíaca tem de permanecer inalterada durante o exame.

A técnica de sincronização é essencial para o exame de estruturas anatômicas e das patologias do coração e dos grandes vasos. É um método que permite a aquisição de imagens cardíacas para avaliação de informações anatômicas e patológicas. Contudo, também é possível conseguir imagens para obtenção de informação funcional do coração. Um exame para avaliação das funções cardíacas demanda imagens múltiplas (na mesma localização de corte) adquiridas em diferentes fases do ciclo cardíaco. Isso pode ser conseguido pela utilização de aquisição de imagens multifase ou aquisições cine.

## Aquisição de imagens cardíacas multifase

A Figura 8.22 mostra o traçado típico de um ECG. Quando os exames são sincronizados ao ciclo cardíaco, o artefato devido ao movimento cardíaco fisiológico é reduzido. Isso é chamado de sincronização prospectiva de fase única (*single phase*). As imagens com sincronização em fase



única são adquiridas para reduzir artefatos de movimento para avaliação da anatomia e patologias cardíacas. Imagens cardíacas multifase podem ser adquiridas para verificação da fisiologia ou da função cardíaca. Nesse tipo de aquisição, as imagens são obtidas em uma determinada localização durante cada fase do ciclo cardíaco. Por exemplo, na Figura 8.22, poderia haver aquisição de imagens do mesmo corte em até sete fases do ciclo cardíaco. As imagens multifase podem ser “passadas” como uma aquisição cine para a avaliação dos batimentos cardíacos. Exemplos de imagens funcionais multifase são mostrados.

As imagens multifase podem ser realizadas por técnicas corte a corte ou em aquisições de cortes múltiplos. Em aquisições de cortes múltiplos, o corte 1 é adquirido em cada uma das quatro fases do ciclo cardíaco. O processo é então repetido com os outros cortes. Todas as imagens adquiridas para um mesmo corte podem ser mostradas em sequência, sendo rapidamente visualizadas uma após a outra, como uma aquisição cine (como um filme). Desse modo, a movimentação das paredes cardíacas pode ser visualizada para que o funcionamento do coração possa ser avaliado. Um problema com esta técnica é que o tempo do exame aumenta juntamente com o número de cortes e/ou fases selecionado. Por exemplo, uma aquisição *spin-eco* de 2 minutos, obtida em quatro localizações diferentes de corte, com quatro fases, resulta em um tempo de exame de 32 minutos. Pelos padrões atuais essa demora na realização do exame é inaceitável.

## Cine-RM

Imagens multifase são adquiridas para avaliação do movimento da parede cardíaca e do funcionamento do coração (aquisição de imagens funcional). As aquisições multifase *spin-eco* já foram discutidas. Outro método para a avaliação da função cardíaca são as aquisições cine gradiente-eco. A maioria das aquisições cine gradiente-eco é obtida em sequência gradiente-eco com técnicas de sincronização retrospectiva. Podem ser utilizadas tanto a sincronização eletrocardiográfica quanto a periférica, mas a coleta de dados é contínua, em vez de deflagrada (para mais tarde serem separadas, retrospectivamente, em imagens que mostram as diversas fases do ciclo cardíaco). O ECG é acoplado simplesmente para determinar a fase do ciclo cardíaco para a reconstrução em múltiplas fases. Após as aquisições em gradiente-eco, o sistema consegue escolher os dados e reconstruir as imagens obtidas em cada um dos ciclos cardíacos. Geralmente, as aquisições cine são realizadas com sequências gradiente-eco, em que o sangue em movimento aparece brilhante. Tanto a sincronização prospectiva quanto a retrospectiva produzem imagens que podem ser “passadas” em uma sequência cine (ou um filme). Isso permite a visualização do miocárdio em movimento, e consequentemente a verificação da função cardíaca.

A Tabela 8.1 compara combinações convencionais de técnicas multifase. Tenha em mente, contudo, que é possível obter aquisições cine em gradiente-eco com sincronização prospectiva. Também é possível obter aquisições multifase *spin-eco* com sincronização retrospectiva.

## Coleta de dados

Durante a sincronização retrospectiva, os dados da imagem são coletados de cada corte em determinado intervalo durante o ciclo cardíaco. O intervalo RR e o TR efetivo de cada corte determinam quantas vezes (fases do ciclo cardíaco) esses dados serão coletados durante cada ciclo. Cada imagem cine pode ser adquirida (com espaçamento equivalente) entre o intervalo RR. Além disso, pode ser selecionado o número de fases do ciclo cardíaco necessário para fazer a sequência cine.

A Figura 8.32 mostra um exemplo desse tipo de cenário. Se forem selecionadas 16 fases, cada corte tem de mostrar 16 posições diferentes do coração em um mesmo ciclo cardíaco (em comparação com quatro fases da aquisição de imagens multifase). Nesse caso, é feita a aquisição de quatro localizações de corte, cada um nas quatro fases, para um total de 16 imagens. Se o espaçamento entre as imagens for uniforme ao longo do intervalo RR, então essas imagens deverão



**Tabela 8.1** Comparação entre aquisições de imagens multifase com *spin-eco* e aquisições cine com gradiente-eco.

Multifase – gradiente-eco	Multifase – <i>spin-eco</i>
Cine com sincronização retrospectiva	SE com sincronização prospectiva
Exige o uso de eletrodos de ECG	Exige o uso de eletrodos de ECG
Emprega um método de coleta contínua de dados, durante todas as fases do ciclo cardíaco	Emprega um método no qual as aquisições são sincronizadas e disparadas pela onda R – prospectivamente
As fases são pós-processadas, depois do exame – retrospectivamente	Os dados de cada localização de corte podem ser adquiridos em diferentes fases do ciclo cardíaco
GE – o fluxo sanguíneo fornece sinal brilhante	SE – o fluxo sanguíneo fornece sinal escuro

ser adquiridas em pontos específicos no tempo. Neste exemplo, o TR é de 50 ms. Para um espaçamento uniforme das aquisições de fase, as 16 fases/imagens devem ser uniformemente obtidas durante o intervalo RR de 1.000 ms.

Frequência cardíaca = 60 bpm

Intervalo RR = 1.000 ms

TR = 50 ms

Intervalo do corte =  $1.000 \text{ ms} \div 16 \text{ fases} = 62,5 \text{ ms}$ .

A primeira imagem/fase seria obtida em 62,5 ms, depois 125 ms, 187,5 ms, 250 ms, e assim por diante, em intervalos regulares de 62,5 ms. Para que isso possa ser feito de modo preciso, a coleta de dados deve estar, o máximo possível, em correlação com cada fase do ciclo cardíaco

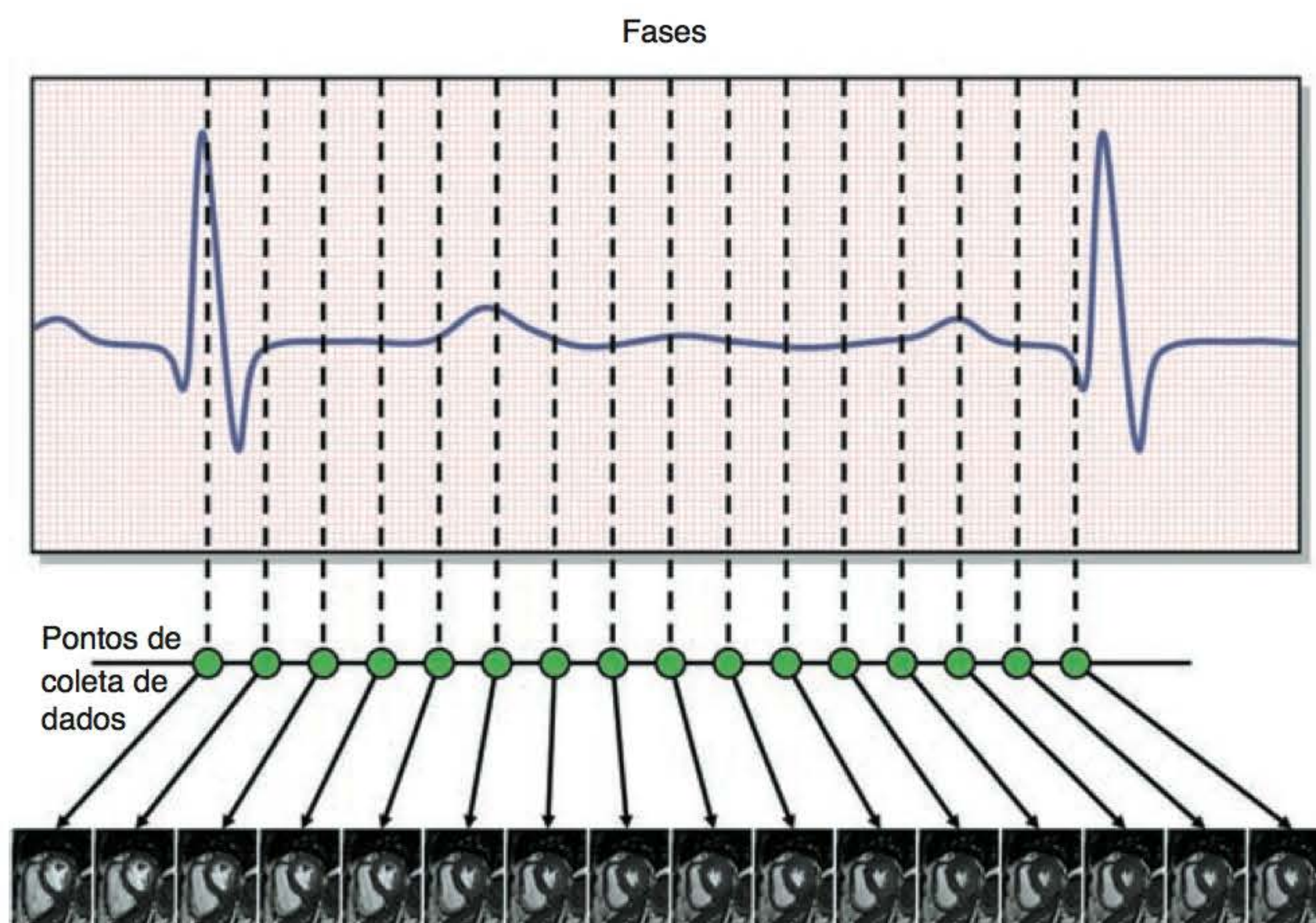
## Parâmetros empregados em aquisições cine

Para uma excelente aquisição cine é necessário obter um bom contraste entre o vaso e o tecido adjacente. Devem ser empregadas sequências gradiente-eco coerente ponderadas em  $T2^*$  para que o sangue ou o líquido cerebrospinal apareçam brilhantes. As sequências gradiente-eco são sensíveis ao fluxo, porque a inversão do gradiente não é seletiva para corte (como em *spin-eco*). Portanto, um núcleo em movimento produz sinal após a refasagem do gradiente independentemente da localização do corte durante a excitação (veja o Capítulo 6). A utilização de uma sequência de pulso que empregue magnetização transversa coerente em conjunto com o estado de equilíbrio maximiza a ponderação em  $T2^*$ . Deve ser selecionado um TR curto (da ordem de 40 ms) e ângulos de inclinação entre  $30^\circ$  e  $45^\circ$  para que o estado de equilíbrio seja mantido.

O uso de TR curto assegura que os *spins* estacionários no corte se tornem saturados por pulsos de RF rápidos e sucessivos, enquanto *spins* em movimento entram no corte relativamente não saturados. Isto satura o tecido estacionário de fundo e melhora o brilho dos núcleos em movimento. O TE tem de ser relativamente longo para realçar a ponderação em  $T2^*$  (cerca de 20 ms), e o emprego de refasagem do momento gradiente otimiza ainda mais o contraste. Alguns sistemas permitem também aquisições cine com sequências gradiente-eco incoerente. Estas podem ser utilizadas para produção de imagens cine ponderadas em  $T1$ . No entanto, para a otimização do contraste vascular use:

- sequências gradiente-eco coerente
- TR menor que 50 ms
- ângulos de inclinação entre  $30^\circ$  e  $45^\circ$  (para manter o estado de equilíbrio e saturar os núcleos estacionários)
- TE entre 15 ms e 25 ms (para maximizar  $T2$ )
- refasagem do momento gradiente (para realçar o sangue brilhante).

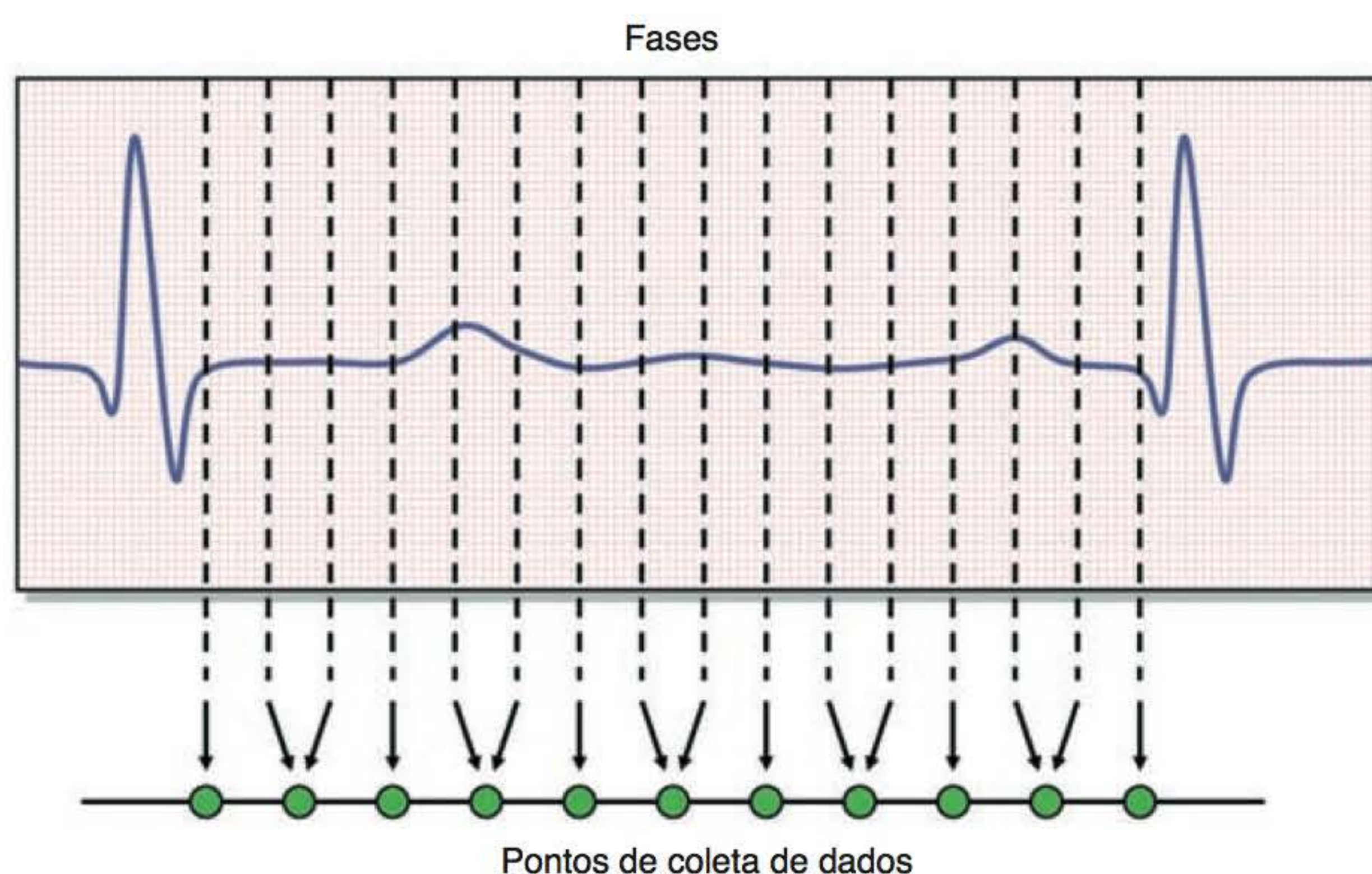




**Figura 8.32** Coleta de dados em uma aquisição cine. Esta imagem cine foi adquirida em quatro localizações de cortes e quatro fases, em um total de 16 imagens.

(Figura 8.32). Cada ponto de coleta de dados precisa coincidir com cada uma das fases cardíacas. Se for necessária a reconstrução de uma fase específica do ciclo cardíaco, a melhor reconstrução de imagem será conseguida se os dados forem coletados neste momento. Se o sistema não for capaz de sincronizar os pontos de coleta de dados com as fases, ele tomará parte dos dados de um ponto e outra parte de outro ponto para formar a imagem em determinada posição de fase. No exemplo anterior, se o objetivo fosse conseguir uma imagem em 100 ms, dados da imagem em 62,5 ms seriam combinados com dados da imagem em 125 ms para interpolar uma imagem em 100 ms. Nessas condições, a aquisição cine não é tão eficiente quanto poderia ser (Figura 8.33).

Neste exemplo, se uma determinada sequência cine for obtida com um TR de 25 ms e a frequência cardíaca do paciente for de 60 bpm, existirá a possibilidade de aquisição de 40 fases.



**Figura 8.33** Quando se deseja uma imagem em particular e os dados para esse ponto não foram adquiridos, realiza-se a interpolação de dados adjacentes. Isso resulta na sincronização incorreta dos dados.



Neste exemplo, o intervalo RR de 1.000 ms é dividido por 25 ms do TR, permitindo a aquisição de 40 fases uniformemente espaçadas, em pontos exatos de coleta de dados durante o ciclo cardíaco.

Isso é análogo à quantidade de imagens em *frames* por segundo, mas em cine se refere ao número de fases por ciclo cardíaco. Atualmente, as aquisições cine são capazes de produzir sequências com 64 fases do ciclo cardíaco. A resolução temporal melhora de acordo com o aumento do número de fases.

Na prática, portanto, é importante calcular quantos pontos de coleta de dados o sistema consegue coletar para um dado intervalo RR, e certificar-se de que o número de fases selecionado não ultrapasse esse valor. O número de pontos de coleta de dados pode ser calculado dividindo-se o intervalo RR pelo TR efetivo. Em aquisições cine, o TR efetivo para cada corte é o TR selecionado multiplicado pelo número de cortes prescrito.

Por exemplo, se um TR de 40 ms for selecionado e forem prescritos dois cortes, o TR efetivo será de 80 ms. Portanto, nas aquisições cine, o TR efetivo é muito diferente daquele utilizado na sincronização, e os dois não devem ser confundidos. Na sincronização, não é possível selecionar o TR, uma vez que é determinado pelo intervalo RR. Embora as técnicas de sincronização sejam aplicadas em sequências cine, os dados são coletados ao longo de todo o ciclo cardíaco e o TR pode ser selecionado. O sistema emprega o traço do ECG simplesmente para medir o ciclo cardíaco, e não para disparar a sequência de pulso.

Nas aquisições cine, o TR efetivo de cada corte é o intervalo de tempo entre a coleta de dados para cada corte. Portanto, o número de pontos de coleta de dados é determinado por isso e pelo intervalo RR de cada ciclo cardíaco. Se o TR efetivo for de 80 ms e o intervalo RR, de 800 ms, poderão ser obtidos 10 pontos de coleta de dados durante cada ciclo cardíaco. Para obter eficiência na imagem cine neste exemplo, o número de fases cardíacas não deve exceder 10.

## Utilidade das aquisições cine

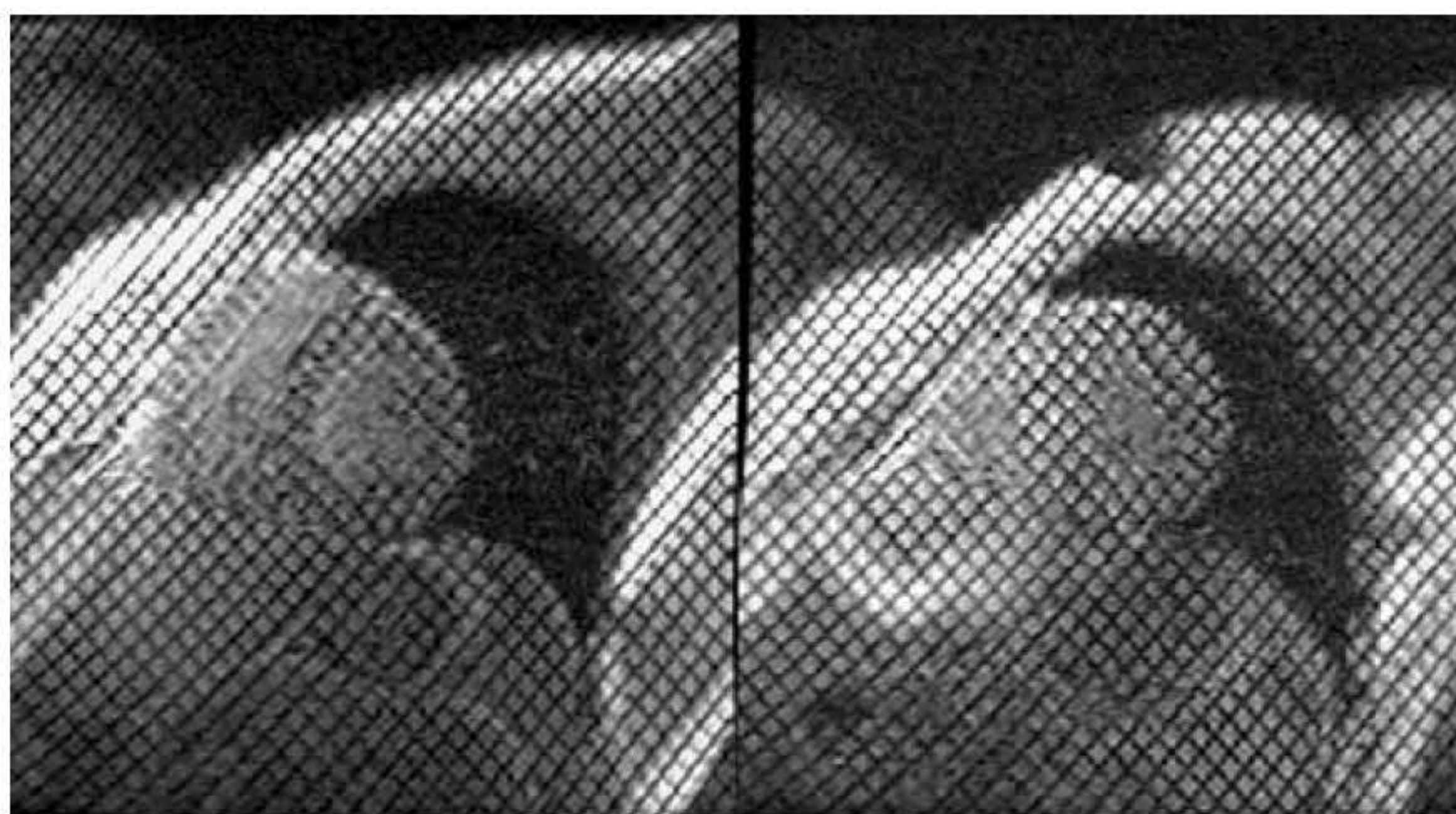
As aquisições cine são úteis para obtenção de imagens dinâmicas de vasos e do líquido cerebrospinal. Por exemplo, com a aquisição cine, pode-se fazer a verificação de uma dissecção aórtica e da função cardíaca. No cérebro, pode ser empregada para demonstrar de maneira dinâmica o fluxo de líquido cerebrospinal em pacientes com hidrocefalia.

## SPAMM

Atualmente, além das técnicas de aquisição de imagens cardíacas tradicionais, existem alguns avanços sendo testados em pesquisas. Uma dessas novas técnicas é conhecida como modulação espacial de magnetização (SPAMM, *spatial modulation of magnetization*). A SPAMM modula a magnetização, criando, assim, o efeito de saturação na imagem. Esse efeito pode ser observado na imagem, aparecendo como um hachurado de listras. SPAMM é utilizada em associação com aquisições multifase de cortes múltiplos e obtém dados ao longo do eixo transversal do ventrículo esquerdo. Em um coração normal, as listras movem-se juntamente com o músculo cardíaco. Contudo, em casos de infarto, a área infartada não se contrai juntamente com o músculo normal e pode, assim, ser facilmente identificada (Figura 8.34).

A aquisição de imagens vasculares e cardíacas pode ser uma ferramenta muito útil na avaliação de um grande número de situações clínicas. Contudo, existem diversos senões logísticos. Os artefatos de movimento são um problema constante, e a cooperação do paciente é essencial. Além disso, a formação dos técnicos é uma necessidade fundamental para obtenção de imagens vasculares e cardíacas com valor diagnóstico. A qualidade e as aplicações da RM cardíaca aumentaram com o uso de sequências EPI e opções de *software* que permitem o preenchimento rápido do espaço K (veja os Capítulos 3 e 5). Além da aquisição de imagens com magnitude, a aquisição de imagens com fase tornou-se uma ferramenta útil para a avaliação do sistema cardiovascular (Figura 8.35).





**Figura 8.34** Imagens adquiridas com marcação SPAMM mostram o coração normal (à esquerda) e miocardiopatia hipertrófica (à direita).

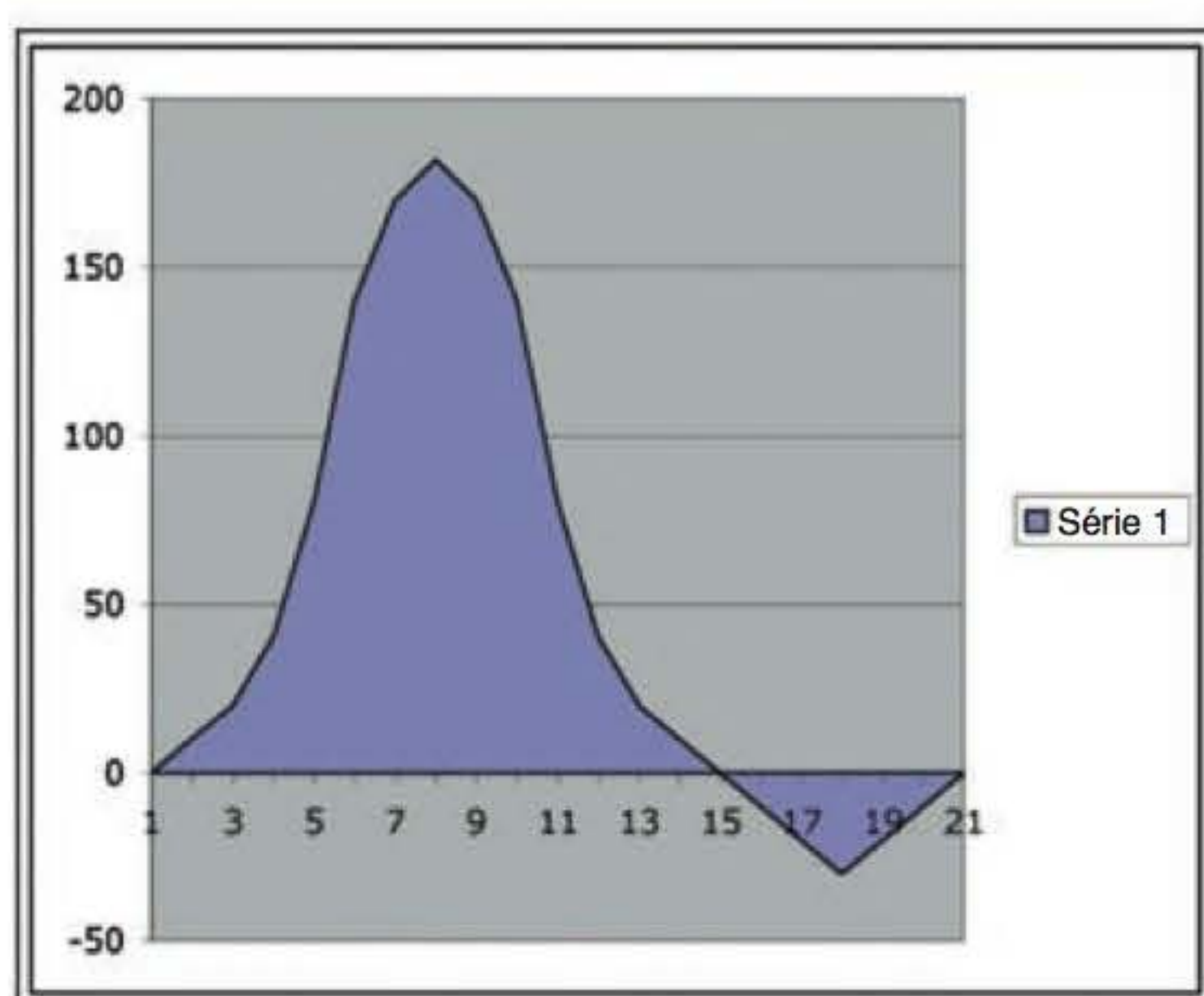


Imagem com fase

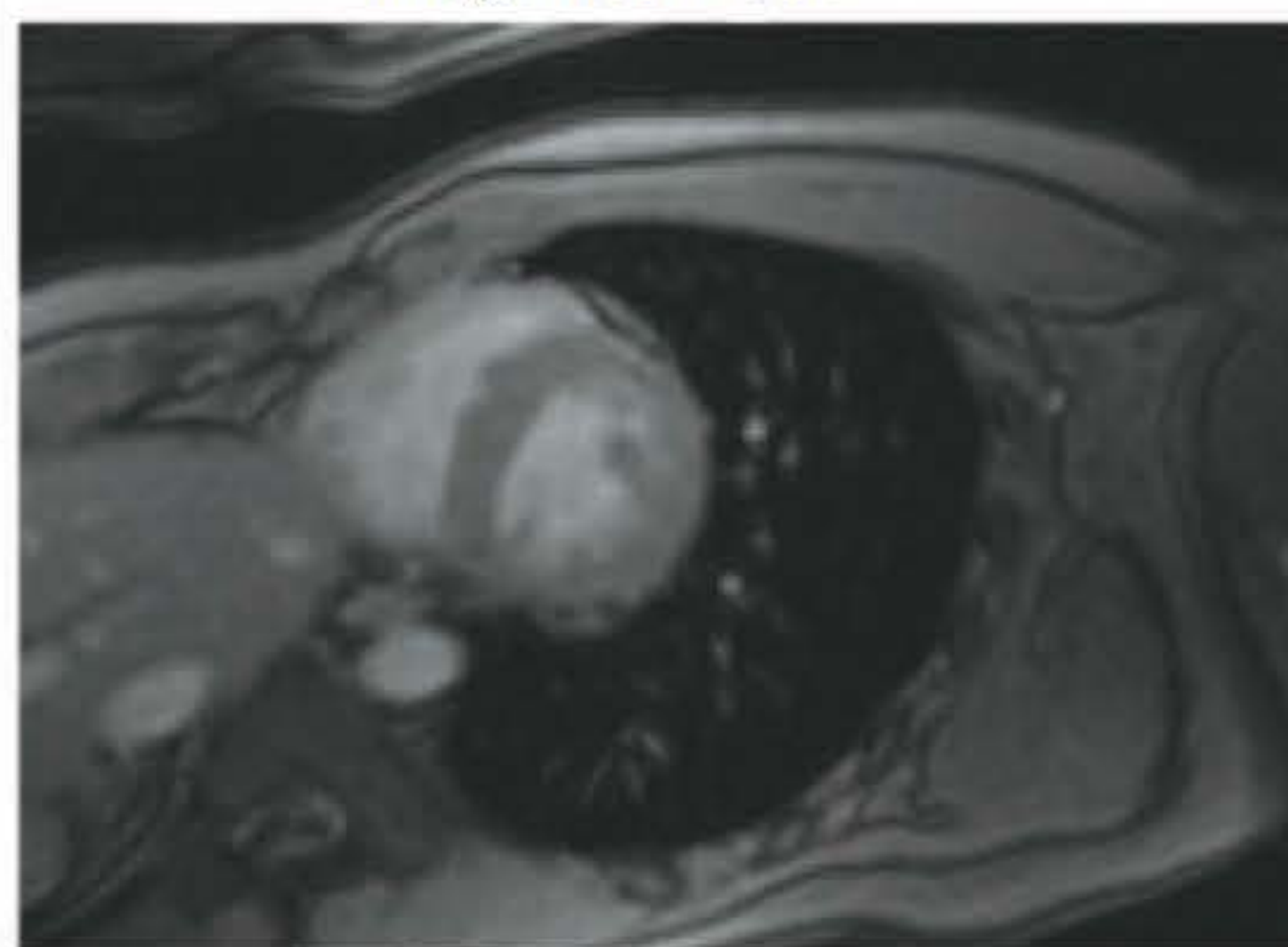


Imagem com magnitude

**Figura 8.35** Este conjunto de dados foi obtido por aquisição de imagens com fase (*acima*) e magnitude (*abaixo*). O gráfico mostra as alterações de fase.



# 9

## Instrumentação e Equipamento

- Introdução, 257
- Magnetismo, 258
- Magnetos permanentes, 262
- Eletromagnetos, 263
- Eletromagnetos supercondutores, 266
- Campo magnético em franja, 268
- Bobinas de homogeneidade (shim coils), 270
- Bobinas de gradiente, 271
- Radiofrequência (RF), 277
- Sistema de transporte do paciente, 284
- Sistemas de computação em RM e a interface com o operador, 284

### Introdução

A produção de uma imagem por ressonância magnética (RM) exige a realização de vários processos, incluindo sua aquisição e formação. Para perfazer esses processos, são necessários diversos componentes do sistema, como *hardware* (instrumentação ou equipamento) e *software* (sequências de pulso e programas de constituição de imagem). Os processos incluem o alinhamento dos núcleos, a excitação por radiofrequência (RF), a codificação espacial e a concepção da imagem. O *hardware* necessário para que os processos possam ser realizados inclui:

- magneto – para o alinhamento dos núcleos
- fonte de radiofrequência – para a excitação por RF
- sistema gradiente de campo magnético – para a codificação espacial
- sistema computacional – para o processo de aquisição da imagem e interface com o operador
- processador de imagens – para a conversão dos “sinais” em imagens.

O magneto alinha os núcleos em estado de baixa energia (em paralelo) e de alta energia (anti-paralelo) (veja o Capítulo 1). Quanto mais forte o magneto, mais *spins* se encontram no estado de baixa energia. Quanto mais *spins* de baixa energia, maior é o excesso de *spins* e mais alto o sinal e, consequentemente, melhor a qualidade da imagem (veja o Capítulo 4). Para manter a uniformidade (homogeneidade) magnética, é necessário um sistema de *shim* (homogeneização). Quanto mais homogêneo o campo magnético, melhor a qualidade da imagem. A fonte de radiofrequência (RF) interfere ou excita os núcleos. O sistema de RF precisa de um transmissor e de um receptor. Para alcançar ressonância, a frequência do pulso de excitação de RF tem de ser semelhante à frequência precessional dos momentos magnéticos dos núcleos no corte (veja o Capítulo 1). Os gradientes do campo magnético determinam a localização espacial dos sinais de RF (veja o Capítulo 3). O sinal de RM é alterado para um formato inteligível de um decaimento de indução livre (DIL) para um espectro por meio de uma série de equações matemáticas conhecidas como

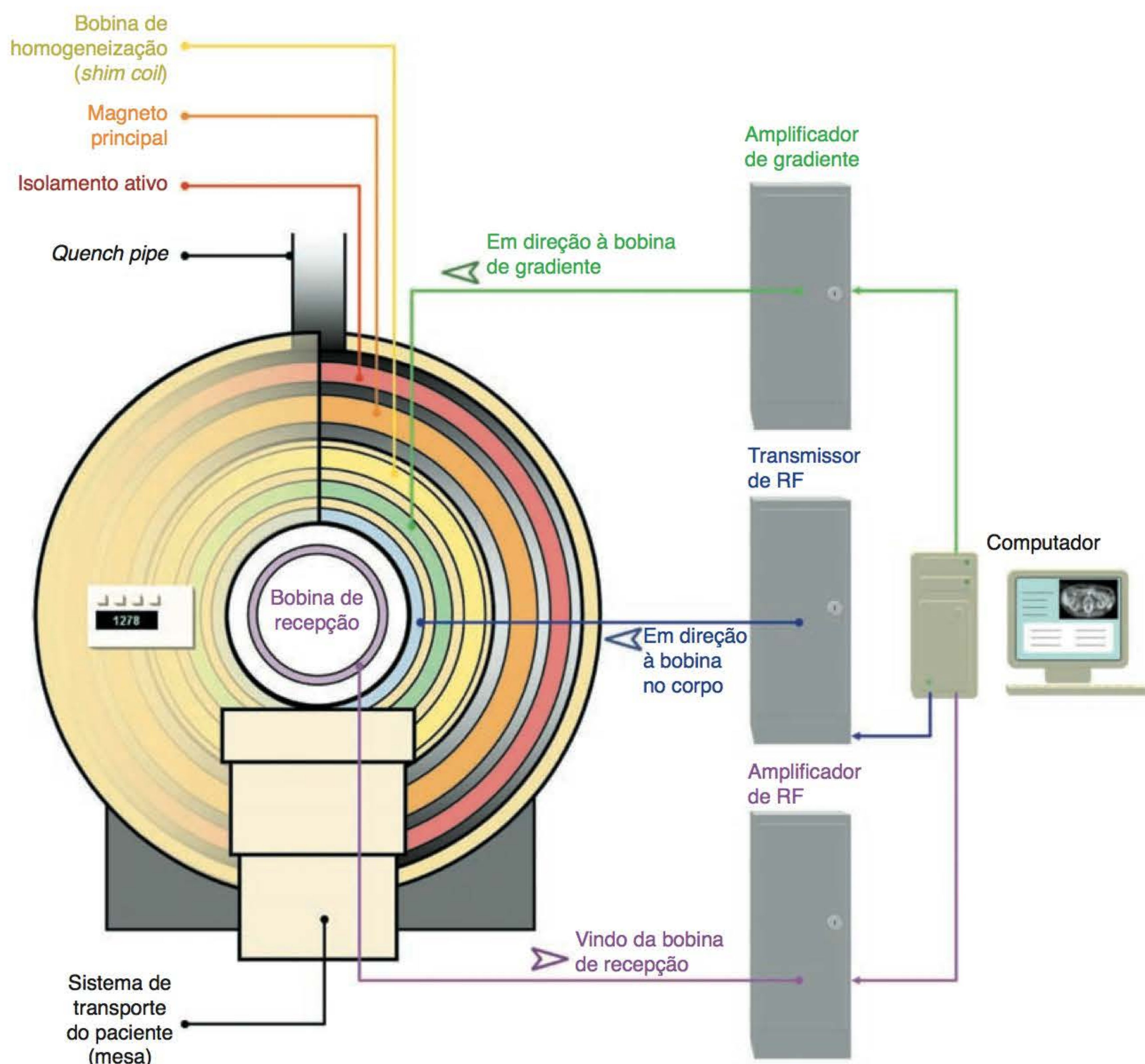


transformada de Fourier. Esse processo ocorre por intermédio de um processador de matriz. Os sinais provenientes do processador de matriz são convertidos em uma escala de cinza, representada na imagem como pixels. Esse processo ocorre no processador de imagem. O computador que armazena os dados supervisiona o processo e fornece os meios de interface entre o sistema e o operador (Figura 9.1). Este capítulo discute com mais detalhes a instrumentação em ressonância magnética. Primeiro, contudo, são descritos o magnetismo e as propriedades magnéticas em geral, uma vez que isso ajuda na compreensão dos diferentes tipos de magnetos.

## Magnetismo

258

Do mesmo modo que a massa e a carga elétrica de determinada substância, o **magnetismo** também é uma propriedade fundamental da matéria. Todas as substâncias interagem com a aplicação de um campo magnético, inclusive as consideradas não magnéticas. A maneira como os materiais se comportam na presença de um campo magnético externo é definida por uma propriedade denominada *suscetibilidade magnética*.



**Figura 9.1** Aparelho fechado de RM, corte axial, revela os principais componentes que devem ser organizados em círculos concêntricos, sendo a maioria eletromagnetos solenoides.



## Suscetibilidade magnética

A palavra suscetibilidade diz respeito à facilidade com que algo pode ser influenciado por um fator externo. Por exemplo, uma pessoa suscetível à hipnose é alguém que pode ser hipnotizado facilmente. No contexto da RM isso se traduz em um conceito pelo qual materiais suscetíveis ao magnetismo podem ser prontamente magnetizados. Assim, faz-se presente um espectro de suscetibilidade, que inclui materiais que não podem ser magnetizados e até mesmo alguns que repelem ativamente um campo magnético externo.

O grau de magnetização exibido por determinada substância está relacionado com uma propriedade conhecida como dipolo (ou momento) magnético. Os dipolos de um átomo originam-se da movimentação dos elétrons. No modelo atômico clássico, os elétrons realizam dois tipos principais de movimento: o movimento orbital (em torno do núcleo) e o movimento de *spin* (em torno do próprio eixo). A lei de indução eletromagnética dispõe que sempre que uma partícula carregada, como os elétrons, realiza movimento, ocorre a indução de um campo magnético correspondente (veja o Capítulo 1). O momento magnético efetivo de um átomo é a combinação dos momentos magnéticos de todos os elétrons presentes.

Os elétrons existentes nas camadas orbitais dos átomos podem ser descritos como “*spin-up*” ou “*spin-down*”, dependendo da direção do *spin*. Tipicamente a quantidade é igual para cada tipo de elétrons em camadas orbitais totalmente preenchidas. As polaridades opostas desses elétrons se cancelam mutuamente, anulando todos os momentos magnéticos efetivos. Em determinados átomos, com camadas parcialmente preenchidas, haverá elétrons sem seu par, o que criará o efeito magnético efetivo no átomo.

Desse modo, o momento magnético de um átomo é determinado pela configuração orbital dos elétrons. Os elementos são classificados como pertencentes a uma de quatro principais categorias, dependendo de sua configuração orbital. Em ordem crescente de força magnética, as categorias são:

- diamagnetismo
- paramagnetismo
- superparamagnetismo
- ferromagnetismo.

## Diamagnetismo

Materiais diamagnéticos são constituídos por pares de elétrons. Se não houver um campo magnético externo, as substâncias diamagnéticas, como chumbo e cobre, não apresentarão momentos magnéticos. Isso se deve ao fato de que as correntes causadas pela movimentação dos elétrons dão resultado zero. Entretanto, quando é aplicado um campo magnético externo, as substâncias diamagnéticas apresentam um pequeno momento magnético em oposição ao campo aplicado. Portanto, substâncias desse tipo não são atraídas pelo campo magnético, mas são levemente repelidas por eles. Por isso, as substâncias diamagnéticas apresentam baixa suscetibilidade magnética negativa e mostram uma pequena redução na potência do campo magnético dentro da amostra (Figura 9.2). Entre as substâncias classificadas como diamagnéticas, estão: bismuto, carbono (diamante), carbono (grafite), cobre, mercúrio, chumbo e água.



**Figura 9.2** Materiais diamagnéticos em campo magnético homogêneo.



## Paramagnetismo

Nos materiais paramagnéticos os elétrons não estão em pares. Como resultado do número ímpar de elétrons no átomo, as substâncias paramagnéticas apresentam momentos magnéticos pequenos. Na ausência de um campo magnético externo, esses momentos magnéticos ocorrem em padrão aleatório e, assim, um cancela o outro. No entanto, na presença de um campo magnético externo, as substâncias se alinham na direção do campo e os momentos magnéticos se somam (Figura 9.3). Portanto, as substâncias paramagnéticas influenciam positivamente os campos magnéticos externos, por atração ao campo, que resulta em um aumento localizado da potência do campo. Substâncias paramagnéticas têm baixa suscetibilidade positiva. Entre os materiais paramagnéticos, podem ser citados: o tungstênio, o cério, o alumínio, o lítio, o magnésio e o sódio. Outra substância paramagnética muito conhecida são os quelatos de gadolínio, usados como agentes de contraste em RM.

260

Efeitos diamagnéticos estão presentes em todas as substâncias. Contudo, em materiais que apresentam tanto propriedades diamagnéticas (baixa suscetibilidade negativa) quanto paramagnéticas (baixa suscetibilidade positiva), o efeito paramagnético positivo é maior que o efeito diamagnético negativo e, desse modo, a substância se apresenta como paramagnética. A aparente magnetização de um átomo pode ser demonstrada pela seguinte equação:

$$B_0 = H_0 (1 + \chi).$$

Em que:

$B_0$  é o campo magnético

$H_0$  é a intensidade magnética.

Uma substância é considerada diamagnética quando  $\chi < 0$  (baixa suscetibilidade negativa) e paramagnética quando  $\chi > 0$  (baixa suscetibilidade positiva).



**Figura 9.3** Materiais paramagnéticos em campo magnético homogêneo.

## Ferromagnetismo

Nos materiais ferromagnéticos as camadas orbitais são preenchidas pela metade. Por essa razão, as substâncias ferromagnéticas apresentam comportamento muito diferente das substâncias diamagnéticas e paramagnéticas. Quando uma substância ferromagnética, como o elemento ferro, entra em contato com um campo magnético, o resultado é uma forte atração e o alinhamento dos núcleos. Objetos confeccionados com esse tipo de material podem se tornar perigosos, pois se projetam quando inadvertidamente expostos a um forte campo magnético. Além disso, materiais ferromagnéticos conseguem reter sua magnetização mesmo após a remoção do campo magnético externo. Por isso, como as substâncias mantêm-se magnetizadas permanentemente, elas se tornam **magnetos permanentes**. O campo magnético em magnetos permanentes pode ser centenas e até mesmo milhares de vezes mais forte do que o campo magnético externo aplicado (Figura 9.4). Assim, em comparação com substâncias diamagnéticas (baixa suscetibilidade negativa) e paramagnéticas (baixa suscetibilidade positiva), materiais ferromagnéticos apresentam alta suscetibilidade positiva. São exemplos de substâncias ferromagnéticas: o ferro, o aço e o gadolínio em seu estado natural e abaixo de sua temperatura de Curie.



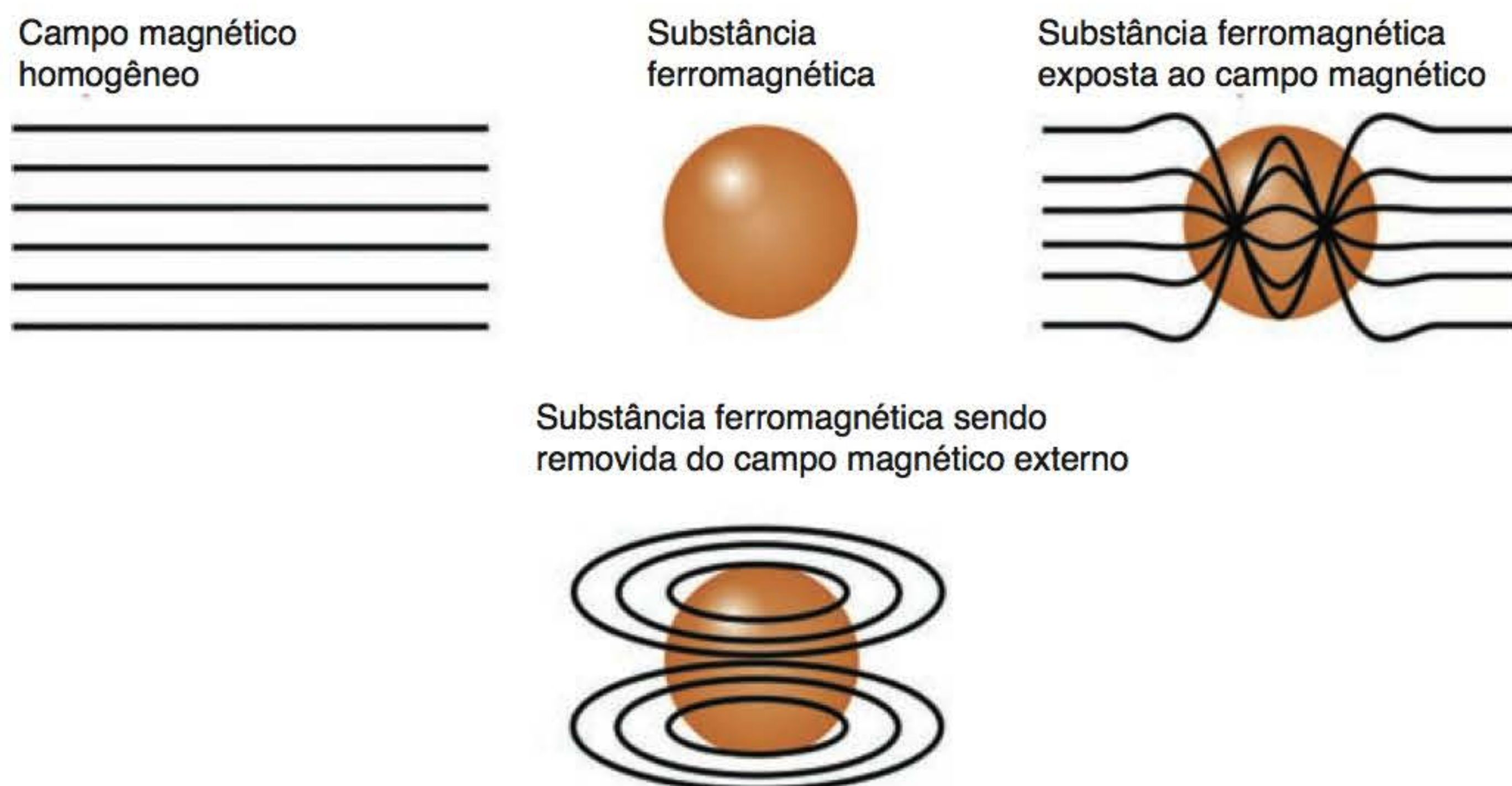


Figura 9.4 Ferromagnetismo.

## Superparamagnetismo

Materiais superparamagnéticos apresentam uma suscetibilidade magnética positiva intermediária – maior que a apresentada por substâncias paramagnéticas (baixa suscetibilidade positiva) e menor que a das substâncias ferromagnéticas (alta suscetibilidade positiva). Entre essas substâncias estão partículas oxidadas de ferro, que podem ser empregadas como agentes de T2 ou T2\* em RM. As substâncias superparamagnéticas apresentam suscetibilidade positiva “média”. Um exemplo desse tipo de substância é o óxido de ferro utilizado como agente de contraste.

## Magnetos

Uma vez exposto a um campo magnético externo, o material ferromagnético retém sua magnetização e, conseqüentemente, se torna magnetizado. Como esse campo magnético permanece após a remoção do campo magnético externo, é conhecido como magneto permanente. Normalmente, os magnetos permanentes têm dois polos, designados como norte e sul. O campo exercido por um magneto permanente produz linhas magnéticas ou linhas de força que atravessam o magneto de seu polo sul para seu polo norte. O campo magnético da Terra serve para ilustrar esse fenômeno, que pode ser demonstrado com o uso de uma bússola. A agulha magnética da bússola se alinha com as linhas de força do planeta e aponta na direção do polo norte magnético.

A potência do campo magnético é medida por uma das duas unidades: gauss (G) ou tesla (T). A unidade gauss é empregada para medir campos magnéticos de baixa intensidade. Por exemplo, a potência do campo magnético da Terra é de aproximadamente 0,6 G (dependendo da localização em relação à linha do equador). Em RM, a unidade gauss é utilizada para expressar a potência do campo magnético em franja, que se estende para além do tubo do magneto principal. A FDA limita a potência desse campo, localizado em áreas acessíveis ao público em geral, a 5 G. Por outro lado, tesla é a unidade usada para expressar a potência de campos magnéticos mais fortes. Em RM, a potência do campo magnético no interior do tubo é expressa em unidades de tesla. A relação entre as medidas é a seguinte:

$$1 \text{ T} = 10 \text{ kG} = 10.000 \text{ G}.$$

Na prática clínica, a maioria dos sistemas opera com potências entre 0,2 T (baixa) até 4 T (alta). Há também alguns sistemas utilizados clinicamente conhecidos como campos magnéticos ultrabaixos (0,01 T) e ultra-altos (10 T), mas seu uso não é comum. Aproximadamente 85% dos aparelhos para uso clínico no mundo inteiro são de 1,5 T. Até julho de 2004, a FDA limitava a aquisição de imagens clínicas nos Estados Unidos a 2 T. Dessa data em diante, os FDA CDRH



(*Food and Drug Administration Criteria for Significant Risk Investigations of Magnetic Resonance Diagnostic Devices*) elevaram o limite para 4 T, no caso de recém-nascidos (até 1 mês de vida) e para 8 T para idades acima. Isso possibilitou o aumento e o desenvolvimento do uso clínico de sistemas de alta potência (atualmente, principalmente de 3 T).

O campo magnético proveniente do aparelho de RM não é perfeitamente homogêneo. A heterogeneidade dentro de um campo magnético específico é expressa em uma unidade arbitrária conhecida como partes por milhão (ppm). Uma heterogeneidade de 1 ppm em um magneto de 1 T (no qual 1 T = 10.000 G) fornece uma amplitude de potência de campo que varia entre 10.000,00 G até 10.000,01 G. Outra maneira de expressar a quantidade de heterogeneidade é em Hz. Em um aparelho de 1 T, é utilizada a frequência de 42,57 MHz para alcançar ressonância (esse assunto foi discutido no Capítulo 1). Como 42,57 MHz = 42,57 milhões de hertz, uma heterogeneidade de 1 ppm resultará em uma diferença de frequência de 42,57 Hz (ou um milionésimo da frequência original).

Agora que diferentes propriedades magnéticas da matéria foram discutidas, serão abordados os diversos tipos de magnetos (que podem ser utilizados em RM). Entre eles, estão:

- magnetos permanentes
- eletromagnetos (solenoides)
- magnetos resistivos
- magnetos supercondutores
- magnetos híbridos.

## Magnetos permanentes

Como as substâncias ferromagnéticas retêm seu magnetismo após exposição a um campo magnético, elas podem ser utilizadas na produção de **magnetos permanentes**. Entre as substâncias empregadas, estão: ferro, cobalto e níquel. O material mais comumente utilizado para produzir um magneto permanente é uma liga feita de alumínio, níquel e cobalto, conhecida como **alnico**. Há também certos blocos de cerâmica com propriedades ferromagnéticas que podem ser magnetizados e usados como magnetos permanentes.

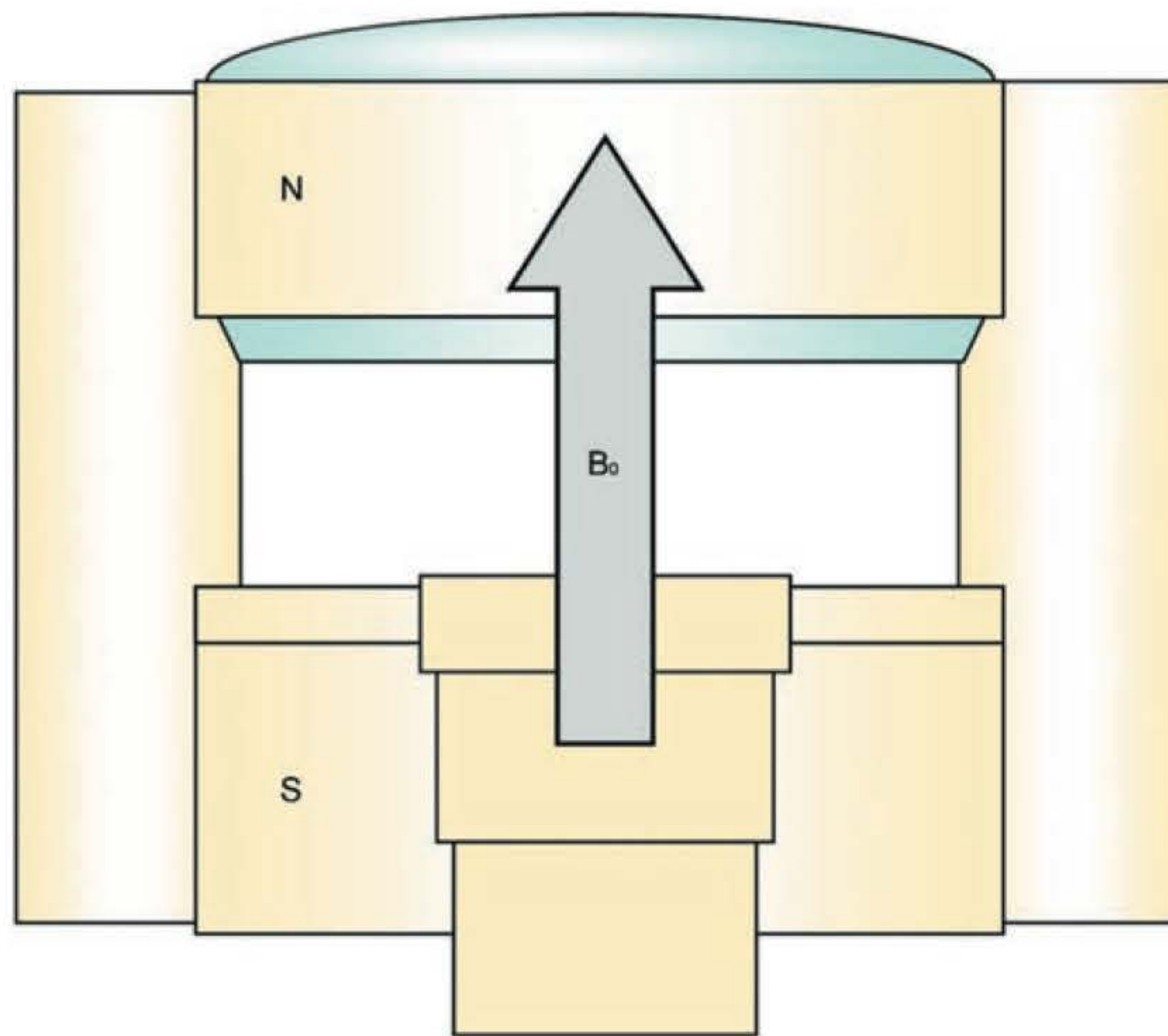
A principal vantagem de um magneto permanente é que eles dispensam a presença de uma fonte de energia ou de resfriamento criogênico, portanto, seus custos de operação são relativamente baixos. Além disso, o campo magnético criado por um magneto permanente apresenta linhas de fluxo que correm verticalmente do polo sul para o polo norte (de baixo para cima), mantendo o campo magnético praticamente confinado aos limites do sistema (entre as placas magnéticas superior e inferior) e, conseqüentemente, dentro da sala de exame (Figura 9.5). O resultado é os sistemas de magnetos permanentes quase não apresentarem campos em franja detectáveis. Isso significa menor preocupação relacionada com a segurança de campos em franja (que poderiam causar a projeção de objetos na sala de RM) em comparação com sistemas de alta intensidade (veja o Capítulo 10).

## Instalação de sistemas de magnetos permanentes

Como sistemas de magnetos permanentes apresentam campos em franja de baixa intensidade, geralmente podem estar localizados próximos a áreas de circulação pública. Entretanto, pode haver problemas relacionados com o peso desses sistemas. O peso de magneto permanente pode chegar à ordem de 15.000 kg, em comparação com certos eletromagnetos supercondutores que pesam 5.000 kg. O peso dos magnetos varia de acordo com o fabricante e a configuração do sistema, e têm sido projetadas configurações mais leves tanto para os permanentes quanto para os eletromagnetos.

O aparelho com magneto permanente é sensível à temperatura, e, para manter a homogeneidade e a qualidade da imagem, a temperatura tem de ser mantida constante. Na verdade, a





**Figura 9.5** Magneto permanente. Observe que  $B_0$ , ou campo magnético estático, é vertical neste tipo de aparelho.

sensibilidade é tão grande que a flutuação da temperatura não deve ultrapassar 1 K (Kelvin) para que o sistema de magneto permanente possa funcionar de maneira otimizada.

Os sistemas de magnetos permanentes são, tipicamente, projetados de modo que as placas magnéticas se localizem acima e abaixo do corpo do paciente, fornecendo bom acesso por todos os lados. São conhecidos como sistemas abertos de RM. Apesar da comparativamente baixa potência do campo e a razão sinal-ruído (SNR) associada mais baixa, os sistemas abertos se tornaram populares pelos baixos custos inicial e operacional em relação a eletromagnetos com campos de alta intensidade. Além disso, muitos pacientes, inclusive pediátricos, sofrem de claustrofobia ou obesidade, o que dificulta seu posicionamento nos eletromagnetos convencionais, “em forma de tubo”. Finalmente, há vários procedimentos de imagem que exigem aberturas mais largas no aparelho para que possam ser realizados. Entre eles, mas não exclusivamente, estão exames cinemáticos musculoesqueléticos e procedimentos intervencionistas, que são de difícil realização em uma configuração fechada.

Embora esses sistemas de magnetos permanentes pareçam ter uma configuração aberta (nas laterais do corpo do paciente), a abertura vertical (anteroposterior em relação ao corpo do paciente) pode ser estreita, cerca de 48 cm em alguns sistemas. Isso é pouco em relação a certas configurações fechadas com diâmetros de até 70 cm. Além disso, nem todos os sistemas com configuração aberta são necessariamente magnetos permanentes de baixo campo. Na verdade, há vários sistemas supercondutores de alto campo (1 T) com configuração aberta.

## Eletromagnetos

A lei da indução eletromagnética de Michael Faraday estabelece que: “a força eletromotriz induzida em um circuito fechado é diretamente proporcional à variação do fluxo magnético e inversamente proporcional ao intervalo em que a variação ocorre”. Para simplificar, quando se consideram as variáveis de carga, movimento e magnetismo, a interação entre quaisquer duas dessas variáveis resultará automaticamente na criação da terceira. Portanto, se uma corrente (ou carga em movimento) é passada por um longo fio reto, é criado um campo magnético em torno



do fio (Figura 9.6). A potência do campo magnético resultante é proporcional à corrente que passa pelo fio. Então, mais corrente significa campo magnético de maior potência. A potência do campo magnético criado pela passagem de corrente por um fio pode ser calculada pela fórmula a seguir.

$$B_0 = kl.$$

Na qual:

$I$  é a corrente que passa pelo fio

$k$  é uma constante de proporcionalidade (carga elétrica em cada corpo)

$B_0$  é a potência do campo magnético.

Portanto, a corrente que passa pelo fio é proporcional ao campo magnético induzido em torno dele. A direção do campo magnético induzido pode ser expressa pela regra do polegar direito. Essa regra diz que, se os dedos da mão direita estiverem curvados em torno de um fio, o polegar apontará a direção da corrente e os dedos apontarão a direção do campo magnético. No caso de uma bobina, os dedos representam o circuito e a direção da corrente, e o polegar representa a direção do campo magnético efetivo (Figura 9.6).

Se uma corrente é passada por dois fios retos em paralelo em direções opostas, os dois campos magnéticos tendem a cancelar um ao outro na região entre os dois fios. Inversamente, se a corrente que passa ao longo de fios paralelos flui na mesma direção, a contribuição ao campo magnético resultante é aditiva (os campos magnéticos se somam). Essa propriedade é utilizada na criação de grandes campos magnéticos com o uso de vários fios condutores de corrente para criação de campos magnéticos maiores.

## Eletromagnetos solenoides

Para criar um magneto forte, podem ser dispostos lado a lado diversos fios condutores. Em vez de usar vários fios paralelos, um único fio pode ser enrolado formando anéis (como uma mola). Os anéis do fio criam a bobina, que funciona com se fosse uma série de fios em paralelo. O eletromagneto “em forma de mola” é denominado **eletromagneto solenoide**. Nesse caso, a potência do campo magnético é determinada pela quantidade de corrente que passa pelo fio, pelo número de voltas da mola e pela distância entre os anéis (além da temperatura e outras características do fio).

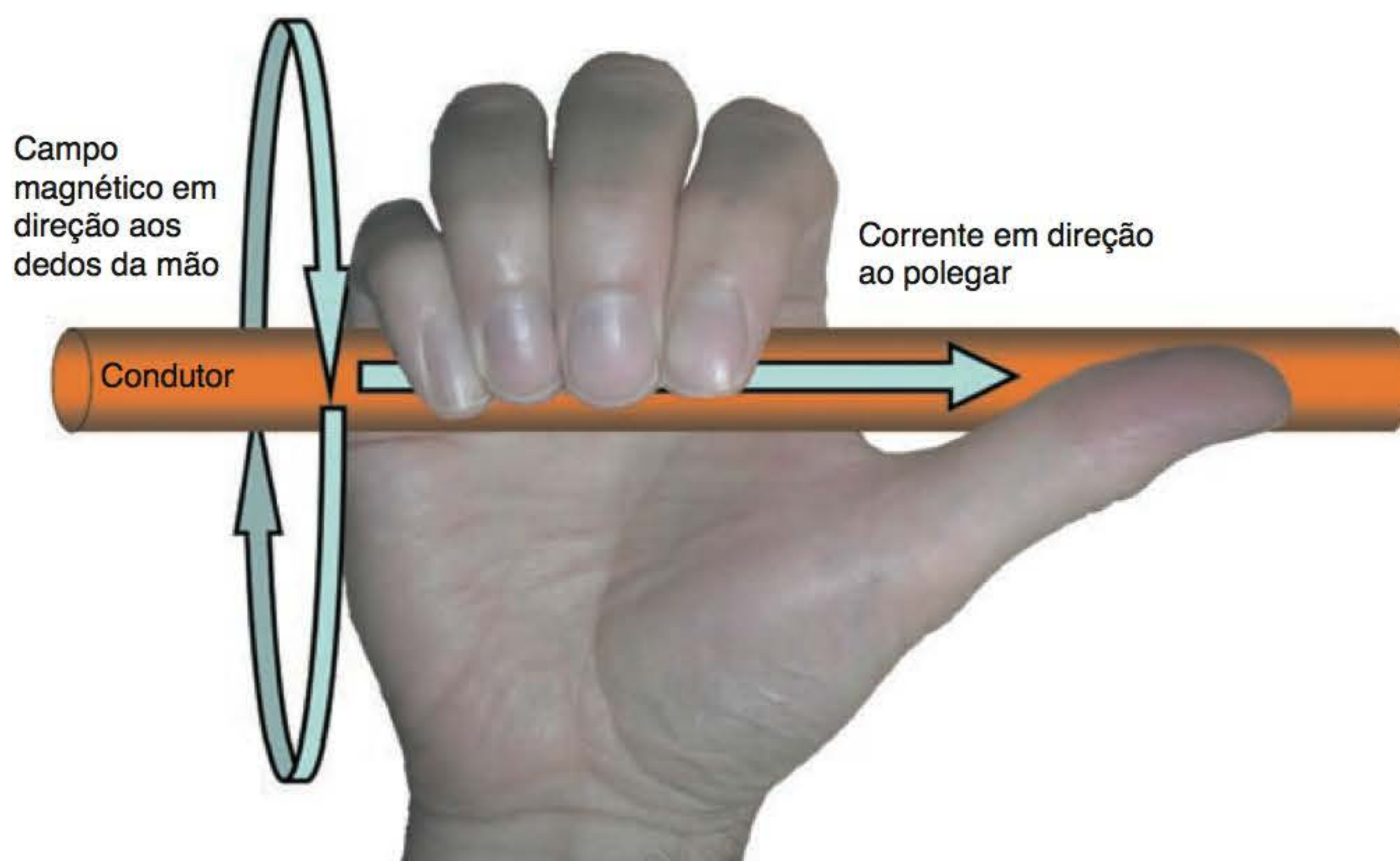


Figura 9.6 Regra do polegar direito.



O fator que rege a eficiência da passagem da corrente é a resistência inerente da bobina. O grau de resistência ao longo do fio é determinado pela **lei de Ohm**, que afirma:

$$V = IR.$$

Na qual:

V é igual à voltagem aplicada (que para nosso propósito é constante)

I é a corrente

R é a resistência do fio.

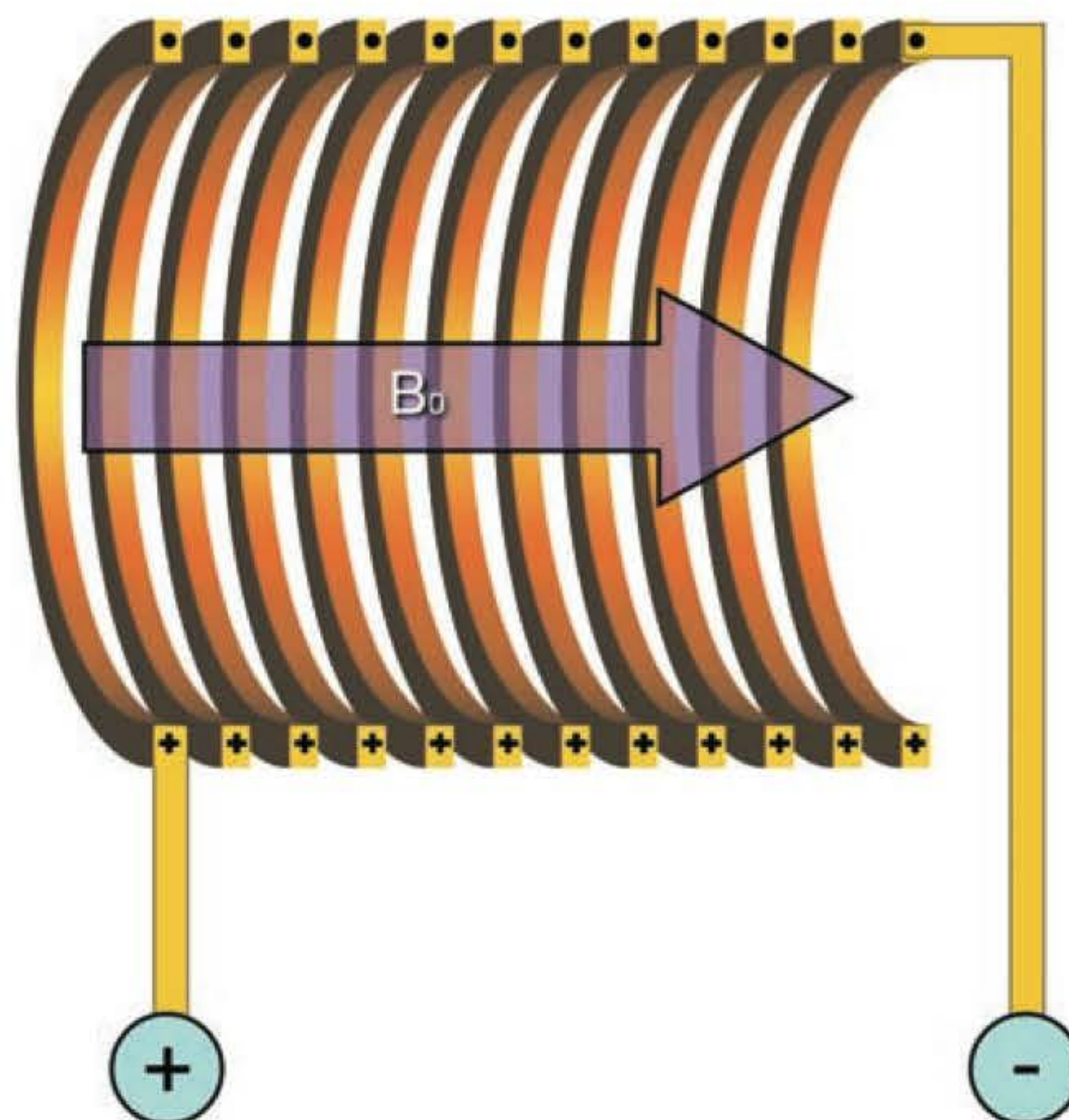
Um eletromagneto em temperatura ambiente está sujeito à lei de Ohm e é considerado um **magneto resistivo**.

## Magnetos resistivos

265

A potência do campo magnético em um magneto resistivo depende da corrente que passa por sua bobina de fios. A direção do campo magnético principal em um magneto resistivo segue a regra do polegar direito, e pode ser horizontal ou vertical, dependendo da configuração do magneto. Por exemplo, se os anéis de fios são configurados de tal maneira que o sistema produz linhas de campo magnético que correm da cabeça para os pés do magneto (Figura 9.7), a direção do campo ( $B_0$ ) é horizontal. A direção de  $B_0$  em sistemas resistivos pode ser tanto horizontal como vertical, dependendo da orientação das bobinas magnéticas.

A potência máxima do campo em um sistema como esse é inferior a 0,2 T ou 0,3 T, pelo fato de que qualquer aumento no campo magnético demanda elevação da corrente. Isso criaria maior resistência nos circuitos, o que, por sua vez, aumentaria a temperatura a um nível que no final destruiria o eletromagneto. O sistema resistivo tem uma característica exclusiva que possibilita que o campo magnético associado a ele possa ser desligado instantaneamente como toque de um botão (ao contrário de magnetos permanentes e/ou supercondutores). De acordo com a orientação dos fios (e conseqüentemente da direção do campo magnético), pode haver considerável campo magnético extraviado em sistemas com  $B_0$  horizontal, mas a preocupação é menor com relação a sistemas com  $B_0$  vertical.



**Figura 9.7** Eletromagneto simples. Observe que, nesta configuração, a direção do campo magnético estático  $B_0$  é *horizontal*. Um sistema fechado de RM normalmente seria formado por dois solenoides como esse, um em cada extremidade do tubo.



Como um sistema resistivo consiste basicamente em anéis de fios condutores de corrente, ele é muito mais leve que os grandes *pole-shoes* ferromagnéticos utilizados nos magnetos permanentes. Porém, embora seu custo inicial seja comparativamente baixo, os custos operacionais de um magneto resistivo são bem altos dada a enorme energia necessária para manter o campo magnético. Para que o campo magnético funcione, a fonte de energia do sistema tem de permanecer ligada.

## Eletromagnetos supercondutores

266

Como mencionado, muitos eletromagnetos são configurados com o uso de fios na forma de uma bobina. A corrente necessária para manter o funcionamento o campo magnético de um eletromagneto é significativa e, conseqüentemente, pode ter um custo elevado. O motivo da necessidade de tanta energia é que, para obter um campo de alta potência, deve ser aplicada uma corrente alta ao solenoide. Infelizmente, condutores como os fios de cobre apresentam grande resistência ao fluxo de corrente em decorrência de vibrações na estrutura molecular e de imperfeições do metal. À medida que cresce a resistência, a temperatura do condutor aumenta também, o que, por sua vez, causa mais resistência. Como exemplo desse processo, pode-se imaginar uma barra elétrica. Um condutor desse tipo, por conseguinte, seria destruído pelo calor – os circuitos sofreriam oxidação ou simplesmente derreteriam.

Para contornar o problema e possibilitar que a necessária corrente de alta voltagem obtenha um campo magnético de alta potência, as bobinas são fabricadas de uma liga de nióbio e titânio. Esse material apresenta uma propriedade conhecida como **supercondutividade** quando resfriada abaixo de determinada temperatura crítica.

Um supercondutor apresenta praticamente zero de resistência e continuará a conduzir uma poderosa corrente elétrica indefinidamente e sem aquecimento.

Quando utilizados na fabricação de sistemas de RM, os magnetos supercondutores produzem campos magnéticos de relativa alta potência quase sem necessidade de uma fonte de energia (após o campo magnético ter sofrido *ramp up*). Com a resistência próximo de eliminada, não é necessária a entrada de mais energia para manter alta a potência do campo magnético.

Embora um magneto supercondutor tenha um custo operacional relativamente baixo, seu custo inicial é elevado. Contudo, o sistema supercondutor para exames de corpo inteiro oferece potências de campo que variam entre 0,5 T (considerado um campo de potência média) e 3 T (considerado um campo de alta potência) para imagens clínicas. Para pesquisas e exames de espectroscopia e alta resolução, há sistemas que operam campos de até 14 T (considerado um campo de potência ultra-alta). Existem também sistemas de aquisição de imagens com campos de maior potência para a pesquisa de amostras em campos ainda mais fortes, mas com tubos de tamanho adequado para a acomodação de tubos de ensaio e/ou amostras muito pequenas.

Na maioria dos campos de alta intensidade de supercondutores que examinam o corpo inteiro, o campo magnético principal corre no eixo horizontal. Sistemas com campo horizontal têm  $B_0$  ao longo do tubo do aparelho, da cabeça para os pés do paciente. A Figura 9.8 mostra um magneto solenoide típico, porém, deve-se observar que em um aparelho de RM há tipicamente dois solenoides para a criação do campo principal estático, um em cada extremidade do tubo. Existem outros circuitos localizados ao longo do comprimento do tubo – conhecidos como bobinas de compensação (*bucking coils*) – para aprimorar a homogeneidade. A estrutura completa é denominada *bobina*.

O processo de criação de um campo magnético envolve, inicialmente, a passagem de corrente pela bobina principal supercondutora do aparelho. Esse processo é chamado de *ramp up*. Quando o aparelho é entregue e colocado no lugar, o campo magnético deve passar por *ramp up* pelo serviço de engenharia. A temperatura na qual o fio de nióbio e titânio se torna supercondutor é de 4 K (aproximadamente  $-269^{\circ}\text{C}$  ou  $-450^{\circ}\text{F}$ ). Para manter a supercondutividade, a bobina de fios que transmite a corrente deve ser super-resfriada com substâncias conhecidas como **criogênicos**, para eliminar a resistência. Entre os agentes criogênicos utilizados em RM, estão: o hélio líquido (He) e, em alguns casos, o nitrogênio líquido (N). O hélio é utilizado para criar supercondutivi-





**Figura 9.8** Sistema supercondutor. Reproduzida, com autorização, da Philips Medical.

dade, e, quando são usados dois agentes criogênicos, o nitrogênio é empregado para manter o hélio em temperatura fria. As bobinas de fios supercondutoras estão submersas no agente criogênico. O hélio é um recurso cada vez mais escasso, extraído de gás natural. Em todo o planeta há poucas áreas ricas em hélio. Juntando-se o fato de que o hélio entra rapidamente em ebulição e se transforma em gás na temperatura ambiente, torna-se cada vez mais óbvio que os aparelhos de RM têm de ser capazes de conter um hélio de tal maneira que impossibilite o vazamento desse para a atmosfera.

Isso é conseguido com o uso de um criostato, um tanque de aço inoxidável produzido na forma de um cilindro oco. O interior do cilindro contém camadas conhecidas como blindagens térmicas, e o reservatório de hélio é isolado das paredes externas do criostato por uma câmara de evacuação.

Finalmente, toda a estrutura é resfriada por uma unidade de refrigeração. Essas unidades reduzem a transferência de calor por radiação, convecção e condução, respectivamente. Os criostatos modernos têm também um recondensador de hélio que recicla qualquer extravasamento, o que conserva o hélio e evita a necessidade de substituição dos agentes criogênicos.

A principal preocupação em relação à segurança com gás hélio é o fato de que ele desloca o oxigênio. Há o registro de, pelo menos, uma ocorrência fatal atribuída à inspiração de hélio nos anos recentes, sendo anoxia a causa da morte.

Um litro de hélio líquido produz 748  $\ell$  de gás se entrar em ebulição. A capacidade do criostato de um equipamento de RM é variável, mas 1.500  $\ell$  seriam uma boa média. Na eventualidade de um escape espontâneo, mais de 1 milhão de litros de gás hélio seriam liberados na atmosfera. Esse evento é denominado *quench* (dado o fato do campo magnético ser rapidamente suprimido) e na natureza pode causar grande explosão. O fenômeno de **quenching** será discutido no Capítulo 10.

### **Sistemas abertos de alto campo**

Os avanços tecnológicos levaram à produção de sistemas abertos de RM com campos de alta intensidade. Esses sistemas de 1 T de potência têm a vantagem de fornecer uma abordagem amigável ao paciente, pois, além de maior espaço no aparelho, oferecem também os benefícios



associados a campos de alta potência – alta SNR e contraste ideal em T1. A configuração do aparelho usa magnetos solenoides supercondutores acima e abaixo do corpo do paciente, criando um campo magnético vertical (Figura 9.9).

## Magnetos de nicho

Logo nos primórdios da aquisição de imagens por RM, os fabricantes de sistemas começaram a tentar desenvolver projetos para a obtenção de imagens mais específicas. Esse tipo de equipamento é conhecido como *magnetos de nicho*. Diversas empresas, por exemplo, desenvolveram sistemas de aquisição de imagens ultrabaixos e/ou magnetos de campo alto para aplicações ortopédicas. Alguns desses sistemas operam em campos tão baixos quanto os de 0,01 T e outros tão altos quanto os de 1 T (um exemplo de sistema de 1 T para imagens dos membros inferiores e superiores é mostrado na Figura 9.10). Em aparelhos de campo ultrabaixo (0,01 T), a potência do campo é muito baixa, a ponto de haver restrições em relação à SNR. Para melhorar a SNR em sistemas com  $B_0$  baixo devem ser feitos *trade-offs* nos parâmetros de aquisição das imagens. Modificações nos parâmetros de imagem (para aumentar a SNR) frequentemente resultam em um aumento no tempo de exame. Esse, porém, não é o caso de campos altos para uso nos membros. Geralmente esse tipo de aparelho de campo alto de 1 T obtém imagens com SNR alta.

## Resumo

Magnetos permanentes:

- mantêm-se permanentemente magnetizados
- em geral, são sistemas abertos em que as linhas de fluxo correm verticalmente/campo estático  $B_0$  (é vertical)
- não necessitam de fonte de energia externa
- baixo custo operacional
- campos em franja pequenos
- pesados
- baixa potência de campo (SNR mais baixa e, geralmente, tempos de exame mais longos).

Magnetos resistivos:

- o campo magnético pode ser ligado ou desligado, de acordo com a necessidade
- linhas de fluxo horizontais ou verticais/campo estático  $B_0$  (pode ser vertical ou horizontal)
- custos permanentes com fornecimento de energia
- campos em franja maiores.

Magnetos supercondutores:

- linhas de fluxo horizontais/campo estático  $B_0$  (é horizontal)
- requerimentos baixos de energia
- alto custo inicial
- campo de alta potência (SNR mais alta e, geralmente, tempos de exame mais curtos).

## Campo magnético em franja

O campo magnético estático não respeita o confinamento de paredes, assoalhos e tetos convencionais. O campo magnético que ultrapassa os limites do tubo do magneto é conhecido como **campo em franja**. Uma ilustração desse conceito é mostrada no próximo capítulo, na Figura 10.2. Até certo ponto, todos os campos magnéticos apresentam um campo em franja. O campo associado ao magneto permanente é relativamente baixo, mas, em eletromagnetos sem isolamento de alto campo, a franja pode se estender sobre uma área com muitos metros. Portanto, a presença desses campos em franja deve ser levada em consideração ao se instalar um magneto, de modo





**Figura 9.9** Sistema aberto de alto campo. Reprodução por cortesia da GE Medical Systems.



**Figura 9.10** Exemplo de magneto de nicho, desenvolvido para aquisição de imagens dos membros. É um sistema de alta potência (1 T) supercondutor. Reprodução por cortesia da ONI Medical Systems Inc., MA, USA.



que não sejam colocados em áreas passíveis de projeção de objetos (de composição metálica ferromagnética), pacientes com possíveis contraindicações, aparelhos de monitoramento e outros dispositivos mecânicos e magneticamente ativados.

## Blindagem magnética

A blindagem magnética pode reduzir significativamente o tamanho da área afetada pelo campo em franja. São dois os métodos de blindagem magnética: ativo e passivo. Em linhas gerais, a blindagem ativa implica uso de corrente, enquanto na passiva esse é dispensado. Os padrões atuais determinam que a blindagem magnética deve restringir os campos em franja a um limite de 5 G dentro da sala de exame (paredes, assoalho e teto).

270

A **blindagem passiva** é obtida cercando o magneto (ou forrando a sala) com placas de aço. Esse método é ao mesmo tempo dispendioso e inconveniente. A blindagem passiva de uma sala pode pesar até 40 toneladas e requer um magneto de solo com fundações especialmente preparadas para sua instalação. Desse modo, a blindagem passiva só é utilizada quando absolutamente necessária – para manter os campos em franja de sistemas RM de campo ultra-alto, como os aparelhos de pesquisa de 7 T. Isso pode ser facilitado pela construção de um arco de proteção por sobre o aparelho.

Certamente, em um futuro próximo, sistemas de campo ultra-alto receberão blindagem ativa.

Por questão de conveniência, atualmente a maioria dos sistemas supercondutores tem blindagem ativa. A **blindagem ativa** utiliza eletromagnetos solenoides adicionais, dispostos em torno da área externa das bobinas do magneto principal, em cada uma das extremidades do tubo. Esses eletromagnetos se localizam dentro do criostato e são supercondutores. Exibem um efeito proporcional e contrário ao do magneto principal, o que resulta na redução significativa do tamanho do campo em franja. O limiar de 5 G se encontra apenas a um poucos passos do isocentro.

Para comparar o que ocorre com eletromagnetos supercondutores sem o emprego de blindagem, e com blindagem ativa e passiva, podemos ilustrar da seguinte maneira: se um sistema de RM não é blindado, tomaria um espaço equivalente ao de uma quadra de tênis dupla para confinar o campo de 5 G aos limites da sala. Se receber blindagem passiva, a área de uma quadra de tênis seria suficiente. Contudo, se for ativamente blindado, a área de um quarto de uma quadra de tênis dupla seria suficiente para conter o limite de 5 G dentro dos termos da sala de exame. Essa é uma consideração importante se a localização é um problema e porque espaços são custosos (*i. e.*, salas menores custam menos).

## Bobinas de homogeneidade (shim coils)

Dadas as tolerâncias de fabricação, um magneto supercondutor apresenta homogeneidade de campo de aproximadamente 1.000 ppm quando sai da fábrica. A aquisição de imagens requer homogeneidade de aproximadamente 4 ppm por intermédio do volume de imagem para fornecer boa nitidez geométrica e possibilitar saturação espectral uniforme da gordura. Procedimentos espectroscópicos requerem homogeneidade melhor que 1 ppm.

Para conseguir esses níveis, emprega-se um processo denominado **shimming** (dispositivos de homogeneização). O termo em inglês foi retirado do universo da carpintaria, em que cunhas de madeira (*shims*) são empregadas para nivelar superfícies. Do mesmo modo que a blindagem, o **shimming** pode ser conseguido de modo passivo ou ativo, e também por uma combinação dos dois. No contexto de RM, o **shimming** torna o campo homogêneo por meio do uso de discos metálicos/placas (**shimming passivo**) e um magneto solenoide adicional (**shimming ativo**).

O **shimming** passivo é conseguido pela inserção de pequenas placas ferromagnéticas em bandejas especialmente construídas de material metálico não ferroso que são dispostas em torno da circunferência do tubo do magneto. Esse tubo se refere à circunferência que constitui a parede interna do criostato, dentro da qual são acondicionados os *shims*, bobinas de gradiente e transmissor de RF. Normalmente as bandejas são em número de 16, e cada uma delas pode acondicionar cerca de 15 *shims*.



O **shimming passivo** é realizado pelo exame de uma imagem fantasma e ajustando a posição das placas de *shim* até que seja alcançada a homogeneidade de campo. O **shimming passivo** deve ser realizado no momento da instalação, pois também neutraliza qualquer heterogeneidade relativa à localização física do magneto (que pode estar próximo a estruturas metálicas empregadas na construção do edifício ou da própria sala).

O **shimming ativo** é realizado por uma bobina eletromagnética e pode ser usado para homogeneizar o sistema para cada paciente ou mesmo entre as sequências de um protocolo. Isso garante que o campo magnético esteja o mais homogêneo possível em relação ao tamanho do paciente.

A maioria dos sistemas usa uma combinação de **shimming** passivo e ativo. Geralmente o **shimming** passivo é utilizado para manter o campo magnético em determinado grau de homogeneidade, e, então, o **shimming** ativo é empregado para otimizar o exame de cada paciente.

## Bobinas de gradiente

O componente seguinte encontrado no tubo do magneto é o conjunto de gradientes. Trata-se de uma estrutura cilíndrica que contém três eletromagnetos individuais. Nos aparelhos modernos, esse componente pode incluir também (por exemplo) 18 magnetos solenoides individuais, que compõem o sistema de **shimming** ativo mencionado na seção anterior.

Cada uma das bobinas de gradiente vem com pelo menos um, se não dois, amplificadores potentes. Como o conjunto de gradientes se encontra em temperatura ambiente (ou seja, sem o uso de supercondutores), pode ser necessário, em caso de gradientes de alta potência, o resfriamento com água. Cada um dos três componentes do conjunto de gradientes pode ser ativado para criar uma inclinação no campo magnético estático nos eixos X, Y e Z, respectivamente.

Bobinas de gradiente são empregadas para realizar a **codificação espacial** e para determinadas opções de aquisição de imagens, como GMN (*gradient moment nulling*). Nas sequências gradiente-eco, são usados também para refasar os *spins* e produzir ecos (veja os Capítulos 2 e 5).

Por definição, um gradiente é simplesmente uma angulação, e nesse caso, uma inclinação linear na potência do campo magnético por intermédio de um volume de imagem em determinada direção. Para entender de que maneira a potência do campo magnético pode ser alterada, devem-se considerar os fatores que alteram a potência de um eletromagneto, a saber:

- a corrente que passa pelos circuitos
- o número de circuitos na bobina
- o diâmetro do fio utilizado nos circuitos
- a distância ou espaçamento entre os circuitos.

A alteração de qualquer um dos três primeiros fatores modificará a amplitude ou potência de um campo magnético induzido uniformemente em torno da bobina. Para inclinar o campo magnético (*i. e.*, alterar a amplitude do campo magnético de uma extremidade a outra da bobina), teoricamente, poderia se alterar o espaçamento entre os anéis. Se os anéis, por exemplo, têm espaçamento muito grande em uma das extremidades da bobina e vão se aproximando gradualmente na direção da outra extremidade, então, a potência do campo magnético vai gradualmente se alterar de um campo baixo para um mais alto.

Na prática, no entanto, as bobinas tendem a ser simétricas e estão dispostas em um arranjo com três terminais para obter o campo gradiente. São várias as configurações de bobinas de gradiente, e, para compreender esse conceito, primeiramente é necessário visualizar uma bobina simples de eletromagneto, como a apresentada na Figura 9.7. Essa bobina tem 12 circuitos com espaçamento uniforme e está conectada a um terminal elétrico em cada extremidade. Portanto, a corrente flui em uma direção ao longo da bobina, e a direção resultante do campo magnético pode ser demonstrada pela regra do polegar direito, no caso, da esquerda para a direita. Observe que a direção do fluxo é representada por um ponto e uma cruz indicando fluxo na direção e contra o observador, respectivamente (pense em uma flecha com um ponto na frente e uma cruz na extremidade final, onde ficam as penas).



Se o *design* for ligeiramente alterado para incluir um terceiro terminal no centro da bobina (Figura 9.11), a polaridade dos terminais pode ser arranjada de tal modo que a corrente flua em direções opostas em cada extremidade da bobina. Isso cria dois campos magnéticos iguais mas de direções opostas.

Considere a combinação dessas duas bobinas, como mostra a Figura 9.12. A primeira bobina representa o magneto principal, e a segunda, a bobina de gradiente Z. À esquerda, a bobina secundária produz um campo magnético em direção oposta a  $B_0$ , que, portanto, reduzirá a potência do campo nesta extremidade do tubo. À direita, a bobina secundária cria um campo magnético na mesma direção de  $B_0$ , que, portanto, acrescentará potência ao campo nesta extremidade do tubo. O resultado é um campo magnético gradiente no plano do eixo Z ao longo do tubo do magneto. Desse modo, a direção do fluxo de corrente pelas bobinas determina a polaridade do gradiente, isto é, qual extremidade tem potência de campo maior do que o isocentro e qual tem menor potência de campo em relação ao isocentro.

272

## Características do gradiente

Cada vez que o gradiente é ligado, a energia é aplicada até que o gradiente alcance sua potência ou amplitude máxima, e, então, é desligado. A frequência precessional de um momento magnético depende da potência do campo a que é exposta (como determinado pela equação de Larmor, veja o Capítulo 1). Portanto, mudando a potência do campo de forma linear com a utilização de um gradiente, a frequência precessional e, conseqüentemente, a fase dos momentos gradientes também são linearmente alteradas (Figura 9.13). Esse é o modo como os gradientes são empregados para localizar espacialmente o sinal e refasar os *spins*. A energia que aciona as bobinas de gradiente origina-se de amplificadores de gradiente, por conseguinte, problemas nas bobinas ou amplificadores de gradiente podem resultar em distorções geométricas da imagem por RM.

Para alcançar as metas de codificação espacial, refocalização e outras “tarefas” durante a aquisição de imagens em um tempo aceitável de exame, os sistemas gradientes devem ser rápidos e potentes. Para avaliar a rapidez e a potência, é necessário compreender as características dos gradientes, tais como: a potência do gradiente; a velocidade do gradiente; a combinação entre potência e velocidade; e o ciclo de trabalho (*duty cycle*).

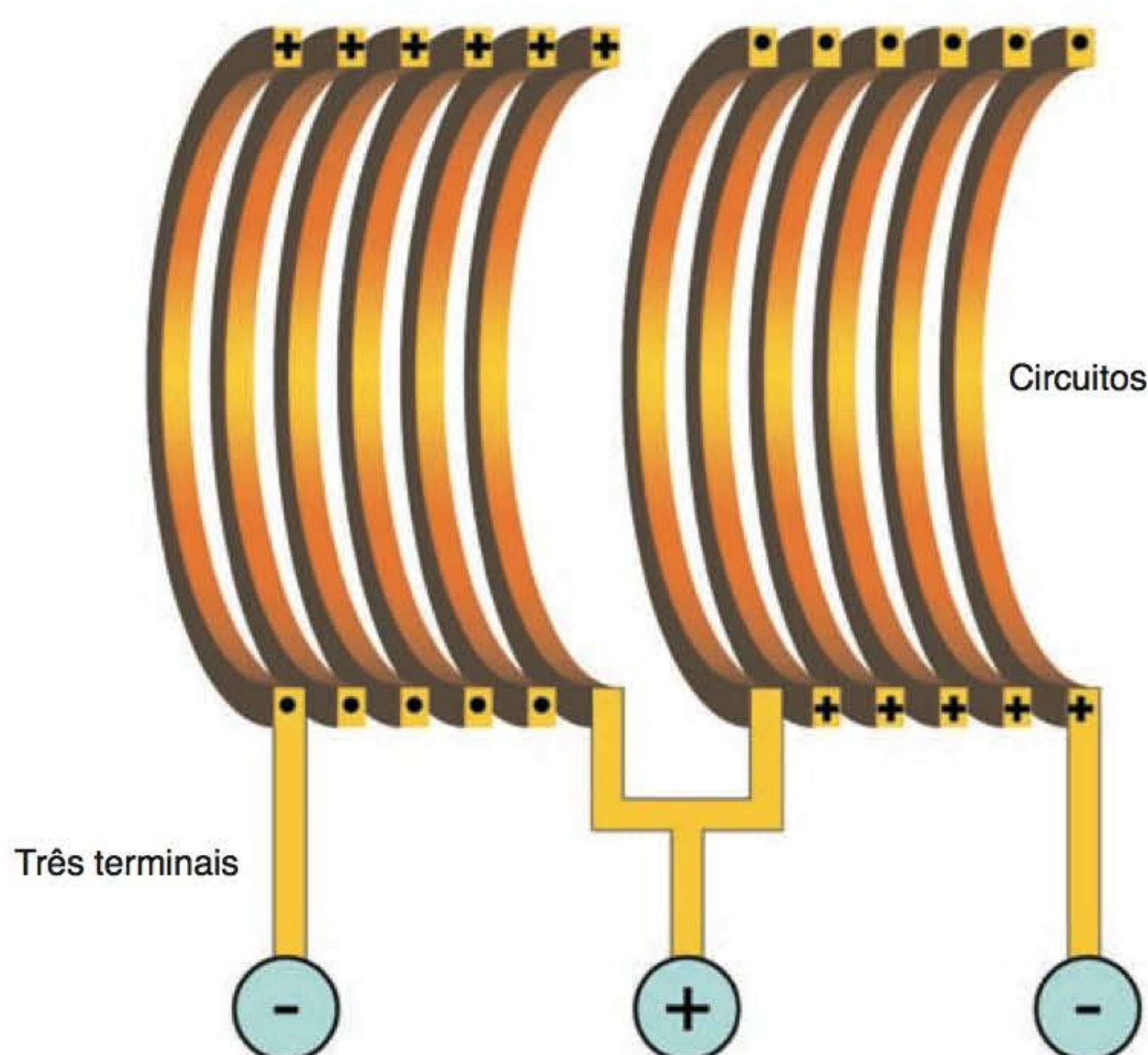


Figura 9.11 Eletromagneto com três terminais.



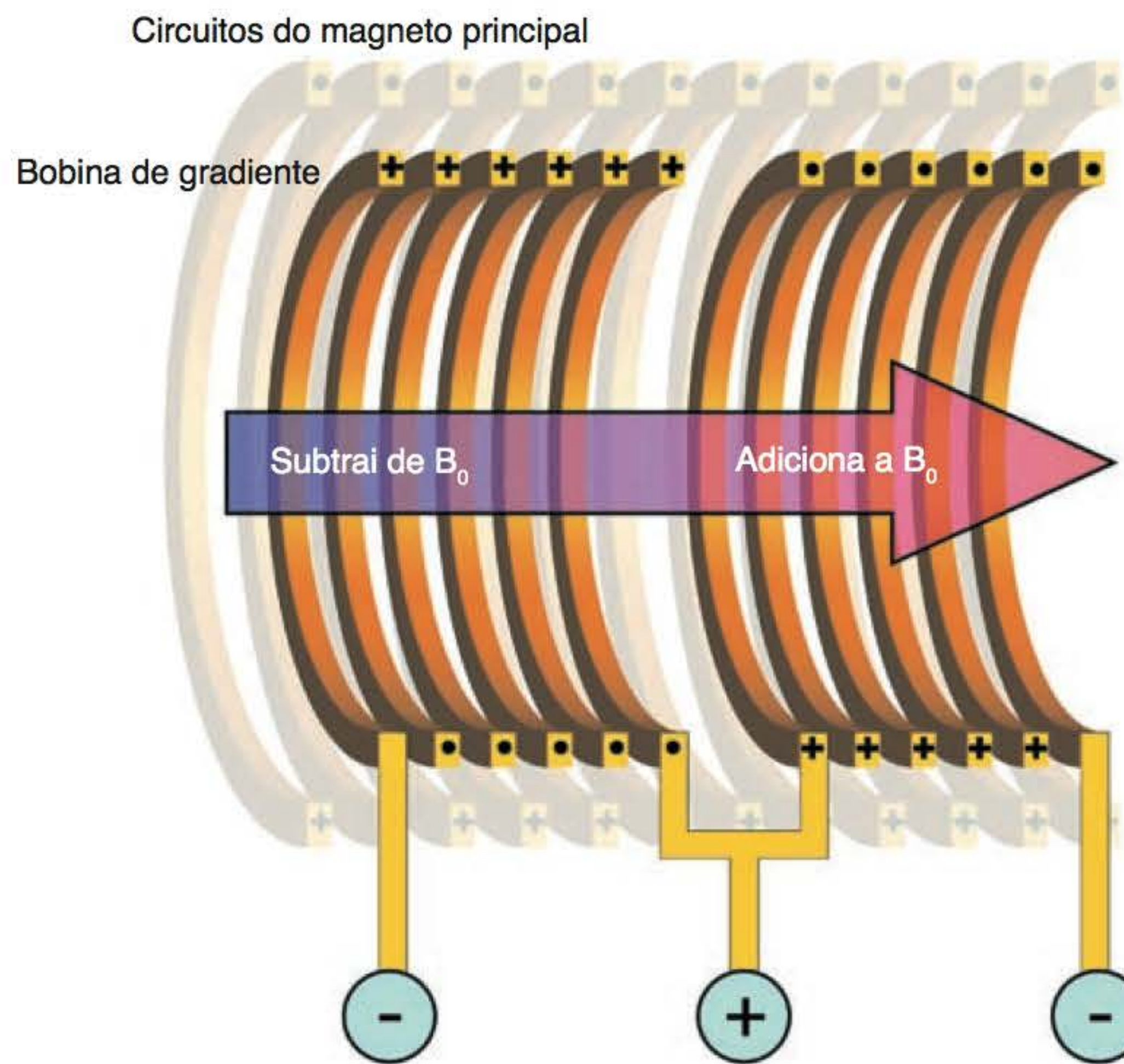


Figura 9.12 Bobina de gradiente.

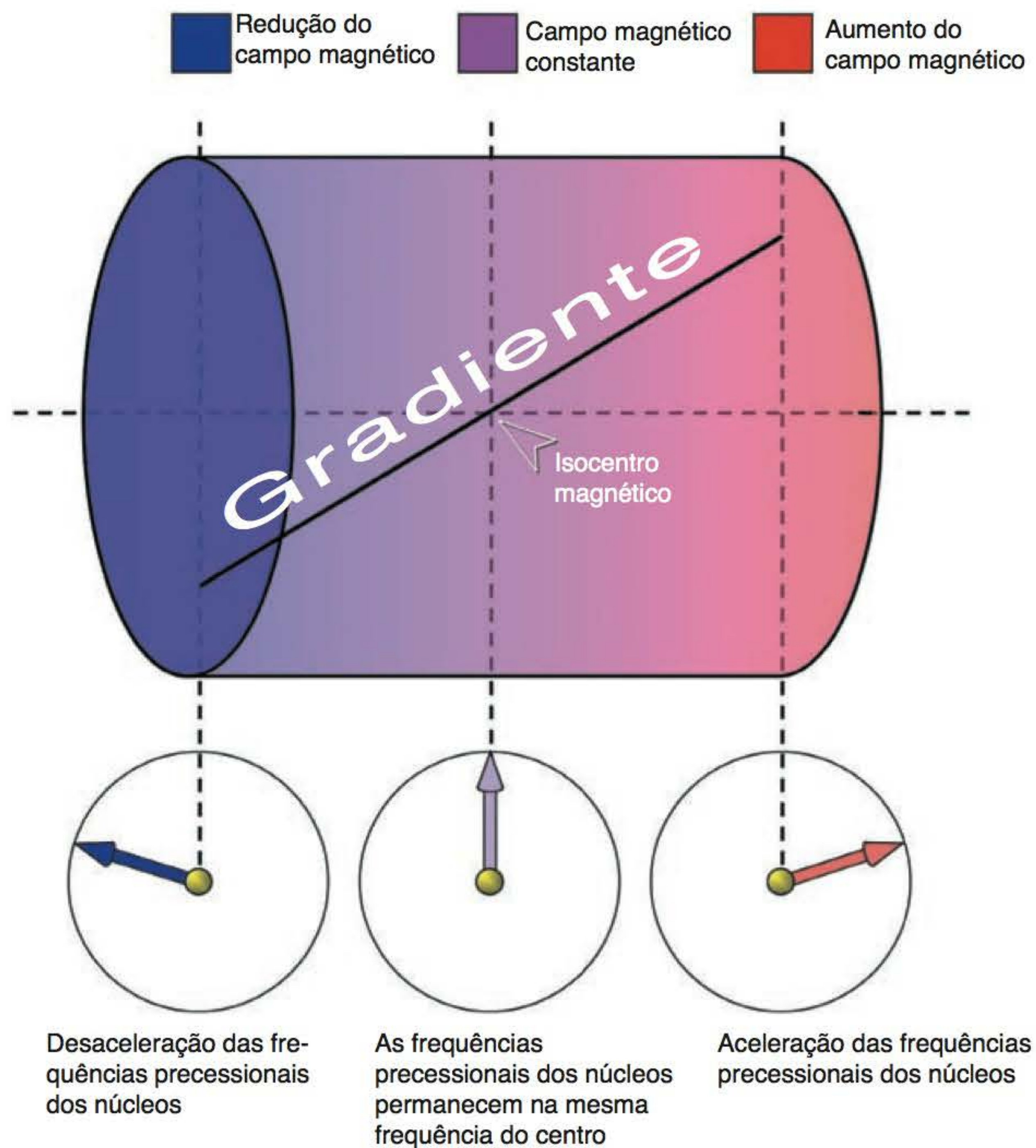


Figura 9.13 Como os gradientes alteram a potência do campo.

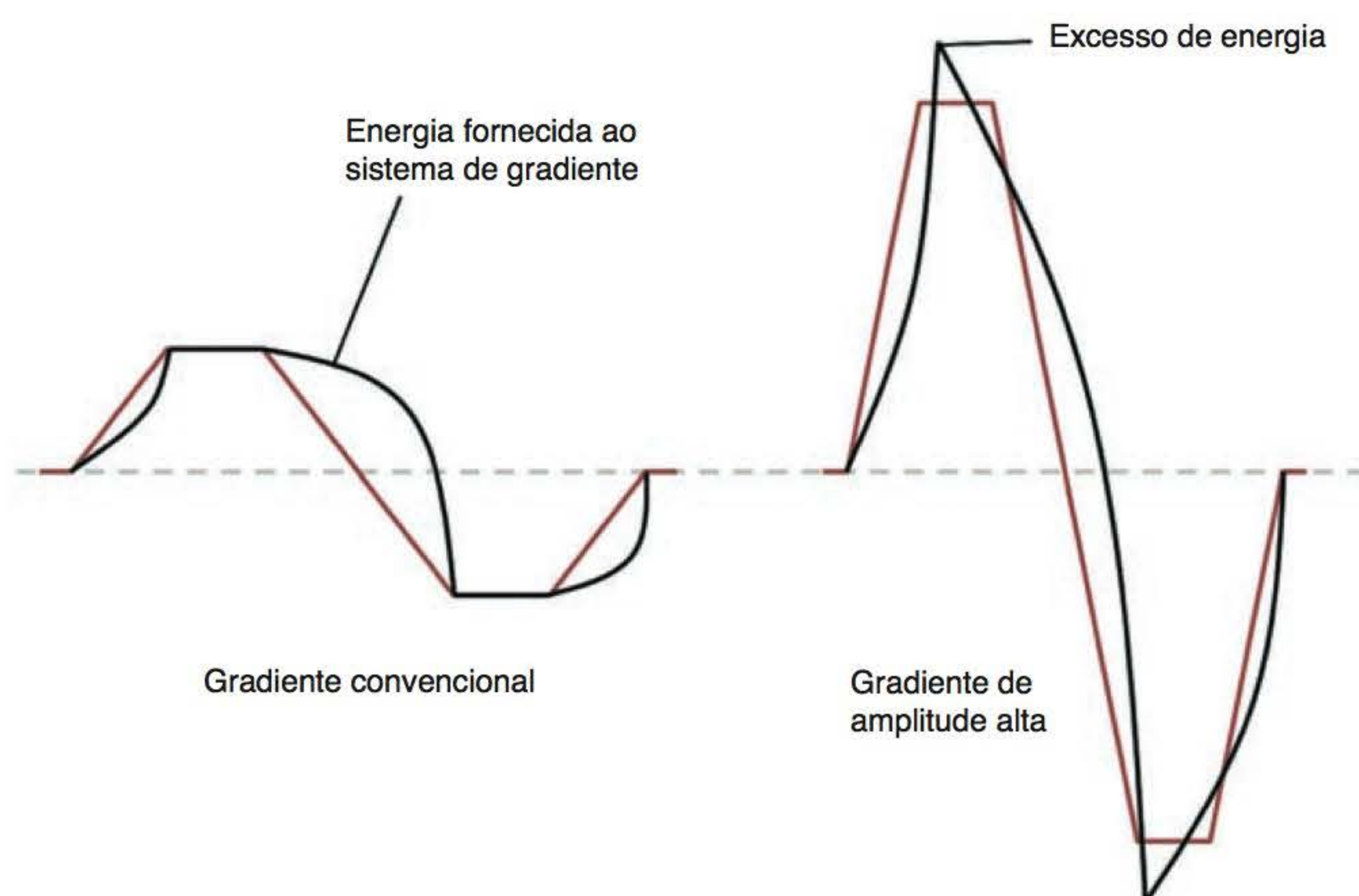


- A **potência** ou **amplitude do gradiente** define quão inclinado ou forte determinado gradiente pode ser. É mensurada em militesla por metro (mT/m) ou gauss por centímetro (G/cm)
- A **velocidade** ou **tempo de surgimento do gradiente** define o intervalo que determinado gradiente leva para alcançar a amplitude máxima. Esse tempo é mensurado em microssegundos ( $\mu\text{s}$ )
- A **razão giromagnética** define o intervalo no qual determinado gradiente alcança sua amplitude máxima, bem como o valor dessa amplitude. A razão giromagnética é a velocidade e a potência do gradiente, e é mensurada em militesla por metro por segundo (mT/m/s)
- O **ciclo de trabalho**, expresso em porcentagem (%), define a porcentagem de tempo na qual o gradiente pode funcionar.

As amplitudes do gradiente podem variar, mas normalmente situam-se entre 10 e 40 mT/m, dependendo da potência dos gradientes que fazem parte do sistema. Em um sistema de gradiente de 10 mT/m, a potência do campo magnético muda 10 mT por metro ao longo do gradiente. Em um sistema de gradiente de 40 mT/m, a potência do campo magnético muda 40 mT por metro ao longo do magneto. A amplitude ou potência máxima de um gradiente é importante quando se requer boa resolução espacial. Para obter os pequenos voxels necessários a uma resolução espacial de qualidade, os três gradientes devem ser capazes de alcançar alta amplitude. A potência do gradiente pode ser expressa em G/cm ou mT/m, em que  $1 \text{ G/cm} = 10 \text{ mT/m}$ .

A rapidez com que um gradiente pode alcançar determinada inclinação de gradiente é chamada de velocidade do gradiente, e influencia a velocidade com que o gradiente pode ser ligado e desligado, o que, por sua vez, afeta o tempo de exame. A velocidade do gradiente é da ordem de  $120 \mu\text{s}$ . Se esse tempo de surgimento do gradiente é reduzido, economiza-se tempo na sequência de pulso, que, então, é traduzido em intervalos mais curtos de aquisição de imagens (Figura 9.14). Quanto mais forte o gradiente, maior o intervalo necessário para alcançar aquela potência (tempo de surgimento mais longo). Portanto, gradientes mais fortes geralmente significam tempos de surgimento mais longos. Entretanto, há métodos que possibilitem tempos de surgimento mais curtos. Esse assunto será discutido na seção sobre sistemas de gradiente de alta velocidade.

A compreensão da amplitude do gradiente e do tempo de surgimento auxilia no entendimento das características do sistema de RM. Por exemplo, se determinado sistema tem gradiente de alta amplitude, ele não será eficiente se o tempo de surgimento for longo. De modo contrário, um tempo de surgimento curto ajuda na redução do tempo de exame, mas não é bom se a amplitude do gradiente for baixa. Portanto, para avaliar adequadamente as características do gradiente,



**Figura 9.14** Amplitude do gradiente *versus* tempo de surgimento.



devem ser considerados simultaneamente a amplitude e o tempo de surgimento do gradiente. Essa medida é conhecida como velocidade de subida (*slew rate*).

Tipicamente as velocidades de subida do gradiente são da ordem de 70 mT/m/s, podendo alcançar 200 mT/m/s em gradientes de alta velocidade. A velocidade de subida utilizada em pesquisas chega a 240 mT/m/s, porém, até o momento, esse valor pode exceder as diretrizes impostas pela FDA para potência do gradiente. À medida que a velocidade de subida se eleva, o potencial para o surgimento dos efeitos de campo magnético variável no tempo (TVMF, *time-varying magnetic field*) também aumenta (os efeitos de TVMF são descritos no Capítulo 10).

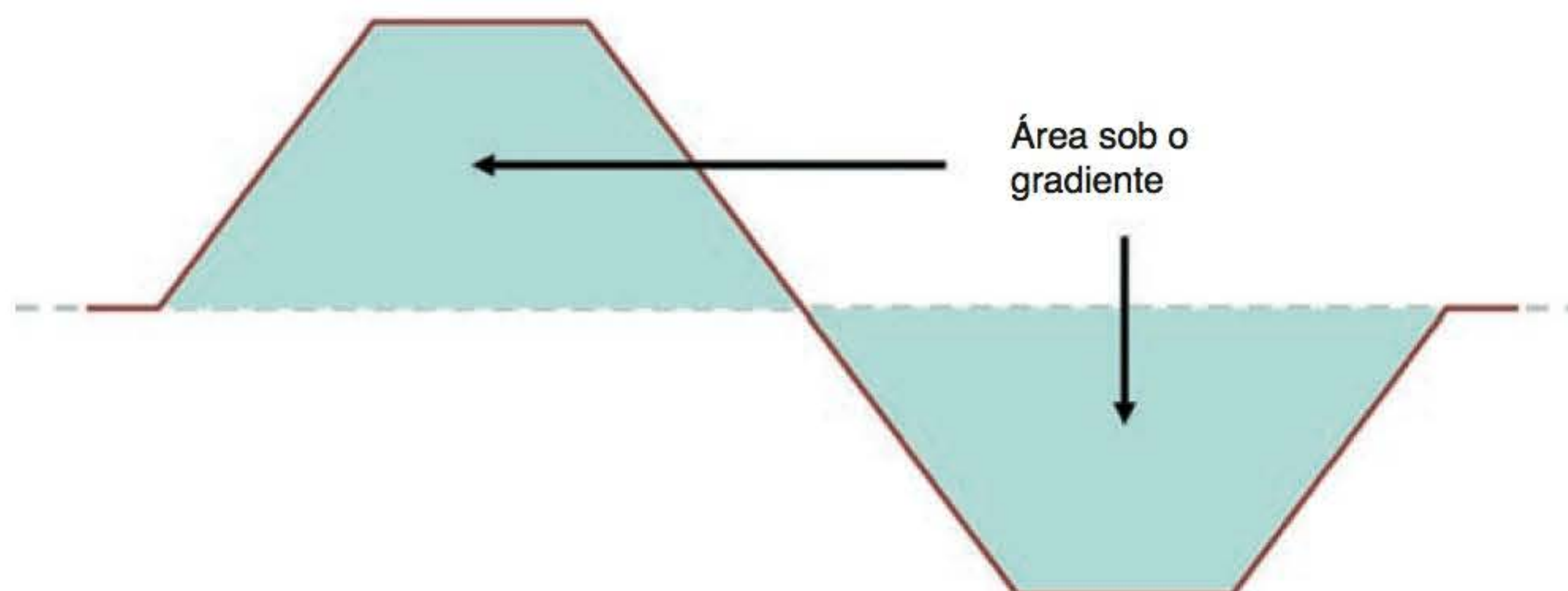
O ciclo de trabalho aumenta com a velocidade de subida, porém, a elevação do ciclo de trabalho pode causar o aumento do calor emitido pelo gradiente e a redução do número de cortes disponíveis. Em sequências *spin-eco*, o ciclo de trabalho típico é de 10%, enquanto em aquisições ecoplanares (EPI) chega próximo aos 50% do tempo de repetição (TR).

O ruído acústico originado do aparelho é causado pela vibração do conjunto de gradientes. Valores mais altos de amplitude de gradiente e rápida ativação, portanto, aumentarão o ruído. Por conseguinte, além de gradientes mais fortes, os fabricantes têm procurado modificar os sistemas na tentativa de reduzir o barulho produzido pelo gradiente. Esses equipamentos novos são conhecidos como sistemas silenciosos. Independentemente do sistema gradiente utilizado, é sempre recomendável fornecer protetores auriculares para pacientes e visitantes presentes na sala de exame durante a aquisição de imagens.

## Sistemas de gradiente balanceado

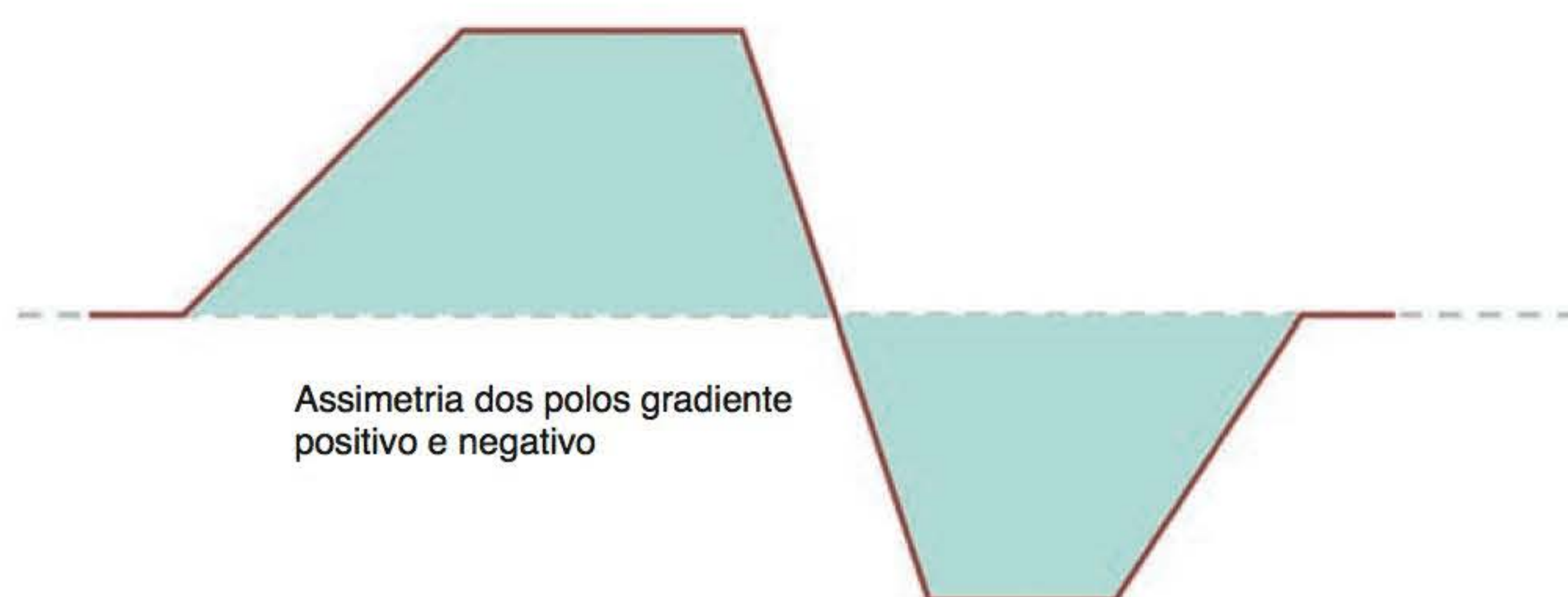
Em um sistema de gradiente balanceado, cada pulso é equilibrado por um pulso de gradiente oposto e de igual amplitude. Esse processo é conhecido como **sistema gradiente balanceado** ou **bipolar**. Por exemplo, a um pulso de gradiente positivo segue-se a aplicação de um pulso negativo para desfazer as alterações provocadas pelo polo positivo. Portanto, em um sistema de gradiente balanceado, a área sob o polo positivo do gradiente é igual à área sob o polo negativo (Figura 9.15).

Durante o *readout*, a amplitude dos polos é limitada pela resolução desejada escolhida pelo FOV (largura da banda e tempo de amostragem). O intervalo durante o qual o gradiente permanece ligado (estabelecido pelo tempo de amostragem) é determinado pelo *readout*/largura da banda de recepção. Se esse intervalo é dobrado pela aplicação de polos positivo e negativo de mesma amplitude e tempo de amostragem, o tempo é desperdiçado na sequência de pulsos. Essa perda de tempo se traduz em menor número de cortes ou, no caso de *spin-eco* rápida ou EPI, fatores turbo mais curtos e/ou menos cortes. Entretanto, uma vez que é a área sob os polos que precisa ser igual, o polo negativo (refocalização) pode ter amplitude mais alta e menor tempo de amostragem, e, ainda assim, completar a mesma área. Esse paradigma do gradiente assimétrico viabiliza a economia de tempo na sequência e, conseqüentemente, a utilização de fatores turbo mais longos e/ou maior número de cortes (Figura 9.16). Essa é uma etapa na produção de gradientes de alta velocidade.



**Figura 9.15** Pulsos de gradiente balanceado ou bipolar.





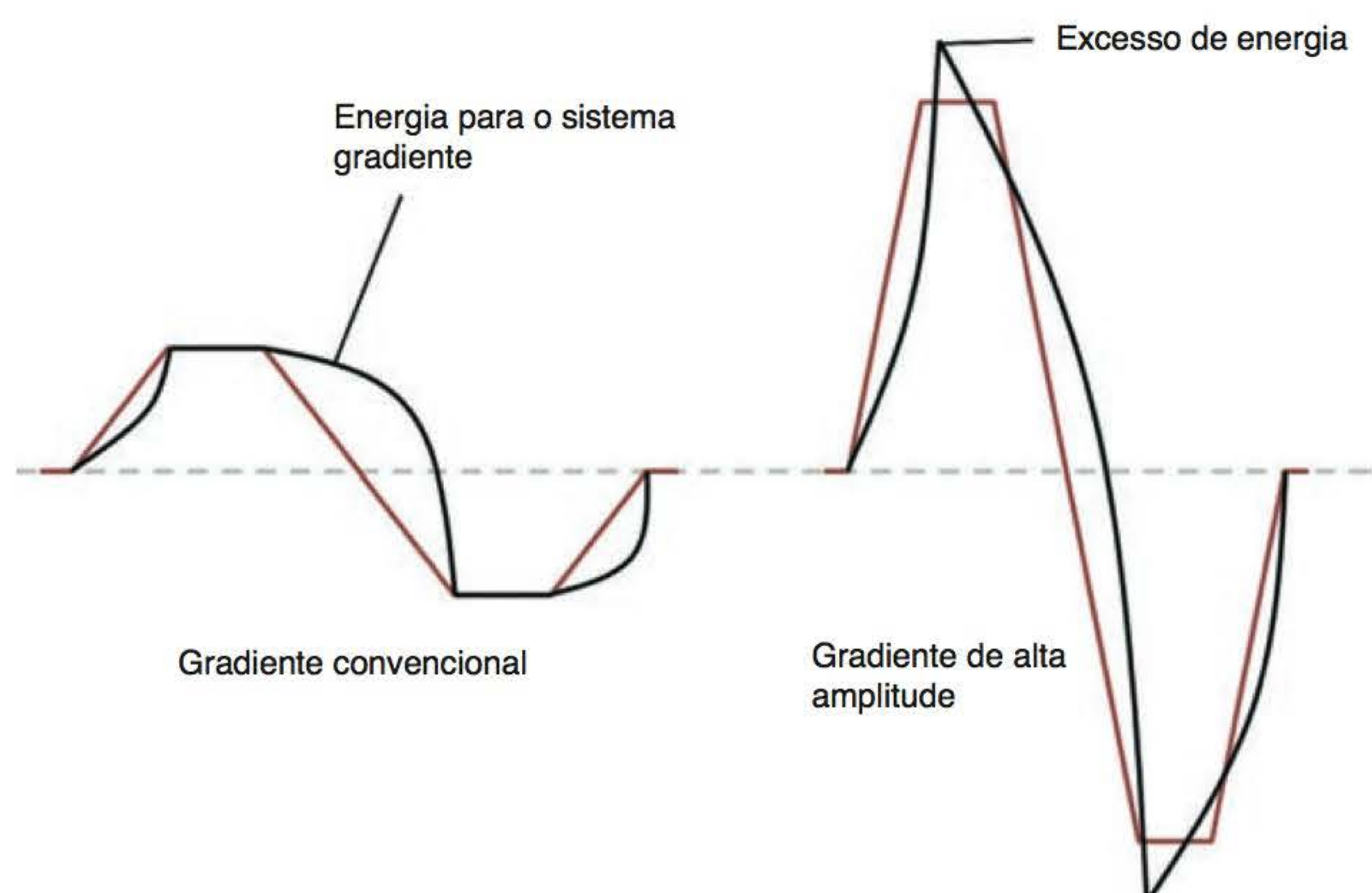
**Figura 9.16** Gradientes assimétricos.

276

## Sistemas de gradiente de alta velocidade

Para se alcançar alta amplitude de gradiente com tempo de surgimento mais curto, pode ser considerada a realização de modificações na fonte de energia. Como mostrado na Figura 9.17, a aplicação de energia suficiente para criar gradientes de alta amplitude diminui os tempos de surgimento, mas fornece um excesso de energia. Além disso, altas amplitudes de gradiente possibilitam polos balanceados de alta amplitude, gerando economia de tempo nas sequências de pulso. Portanto, para a aquisição de imagens ultrarrápida e/ou de ultra-alta resolução, são necessários gradientes de amplitude mais alta, de 25 mT/m ou superior. Gradientes de potência mais alta com polos de refocalização assimétricos reduzirão o tempo perdido na sequência, o que resultará em imagens rápidas com melhor resolução. Uma técnica conhecida como amostragem em rampa também pode ser empregada para reduzir o “valioso” tempo em uma sequência de pulso que pode ser permutado por exames mais rápidos, a ser discutida posteriormente neste capítulo.

A comutação de gradientes de alta velocidade requer o uso de amplificadores de gradiente de alta qualidade. Sistemas de gradiente ressonante que oscilam em determinada frequência são uma boa alternativa. Esse tipo de sistema produz um gradiente de leitura sinusoidal, que reduz as demandas do gradiente, mas frequentemente incompatível com outras técnicas de aquisição de imagens que se beneficiam da comutação do gradiente.



**Figura 9.17** Comparação do fornecimento de energia para sistema gradiente convencional e de alta velocidade.



## Amostragem

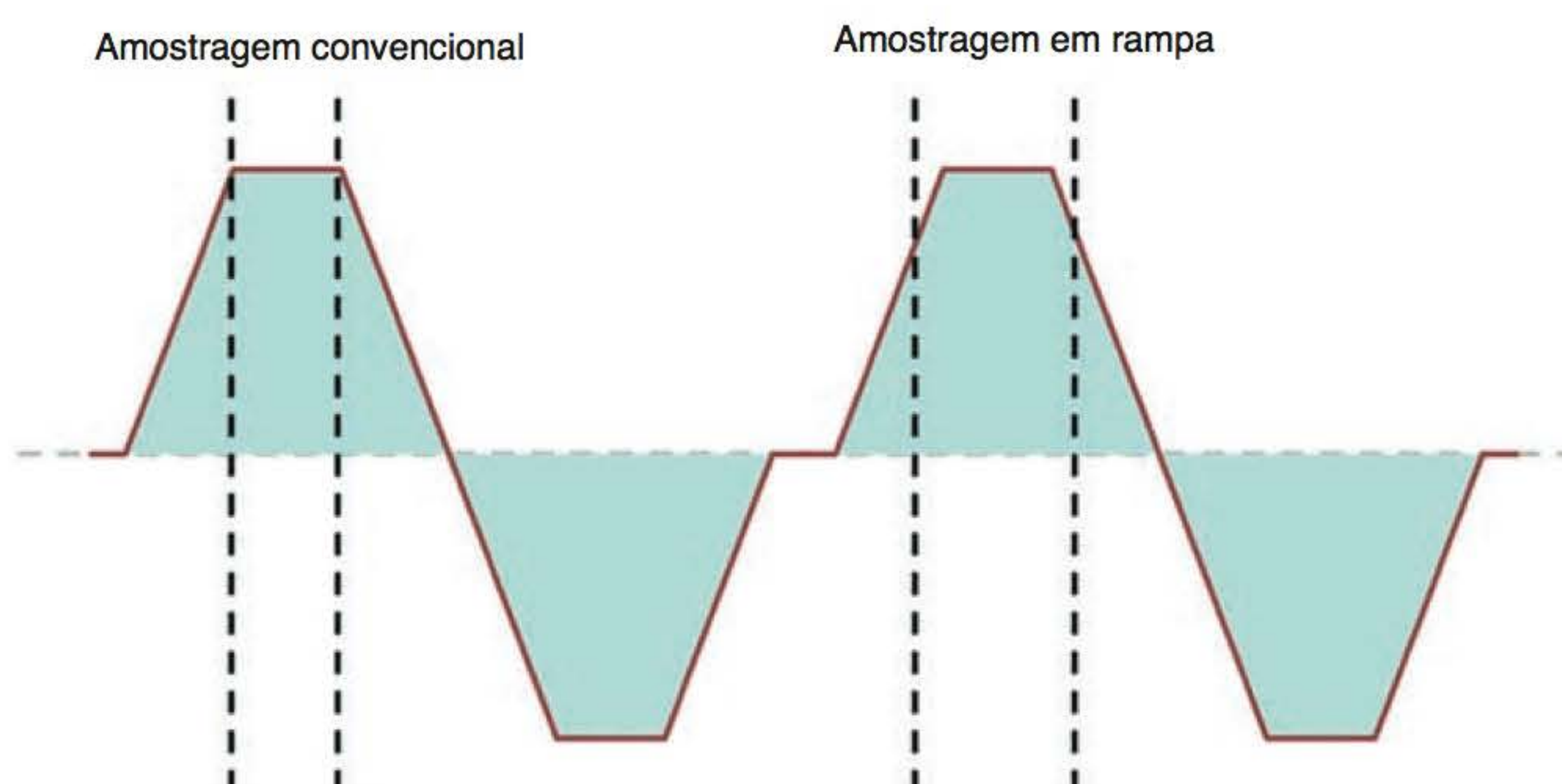
Os sinais de RM são amostrados durante o *readout* quando o gradiente de codificação de frequência é aplicado. Os sinais são amostrados somente após o gradiente alcançar sua amplitude máxima. Esse tipo de amostragem é conhecido como amostragem convencional e se dá no tempo de eco (TE). Infelizmente, há um desperdício de tempo na sequência de pulso durante a espera da mudança do gradiente de codificação de frequência. Além disso, uma vez que a amostragem ocorre durante o tempo TE, os TE mínimos permitidos são mais longos, e TE mais longos resultam em alterações no contraste da imagem e menor número de cortes disponíveis.

O tempo na sequência pode ser reduzido se a amostragem for realizada durante a troca do gradiente de codificação de frequência. Isso pode ser conseguido por meio de uma técnica denominada **amostragem em rampa**, na qual os pontos de dados são coletados quando o tempo de surgimento está quase completo. A amostragem sucede enquanto o gradiente ainda se desloca para sua amplitude máxima, ao alcançá-la e quando começa a declinar (Figura 9.18). Entretanto, essa técnica requer programas de reconstrução para redução de artefatos e a resolução pode ser perdida. Sistemas de gradiente ressonante que oscilam em determinada frequência produzem um gradiente de *readout* sinusoidal que possibilita amostragem sinusoidal. A técnica oferece um eficiente mecanismo de amostragem, porém não é compatível com todas as sequências de aquisição de imagens (Figura 9.19).

Gradientes de alta velocidade (com características que incluem uma combinação de gradientes de alta potência, polos de refocalização assimétricos e amostragem em rampa) possibilitam a rápida aquisição de imagens. Toda a economia de tempo descrita anteriormente nas sequências de pulso pode ser traduzida em aplicações práticas para os operadores de sistemas RM. Essa economia resulta em tempos de aquisição mais curtos, maior número de cortes e resolução mais alta que na formação de imagens convencional.

## Radiofrequência (RF)

Para a produção de imagens de RM, deve ser adicionada energia ao sistema. A energia necessária para a produção de ressonância de *spins* nucleares é expressa como frequência e pode ser calculada por meio da equação de Larmor ( $\omega_0 = B_0 \gamma$ ). Nas potências de campo magnético empregadas em RM, a energia dentro da faixa de RF do espectro eletromagnético deve ser suficiente para excitar os *spins*. Como demonstrado pela equação de Larmor, a potência do campo magnético ( $B_0$ ) é proporcional à radiofrequência ( $\omega_0$ ), cuja energia é significativamente mais baixa do que a empregada nos raios X. Para produzir uma imagem, a RF primeiramente deve ser transmitida



**Figura 9.18** Amostragem convencional versus amostragem em rampa.



Amostragem sinusoidal

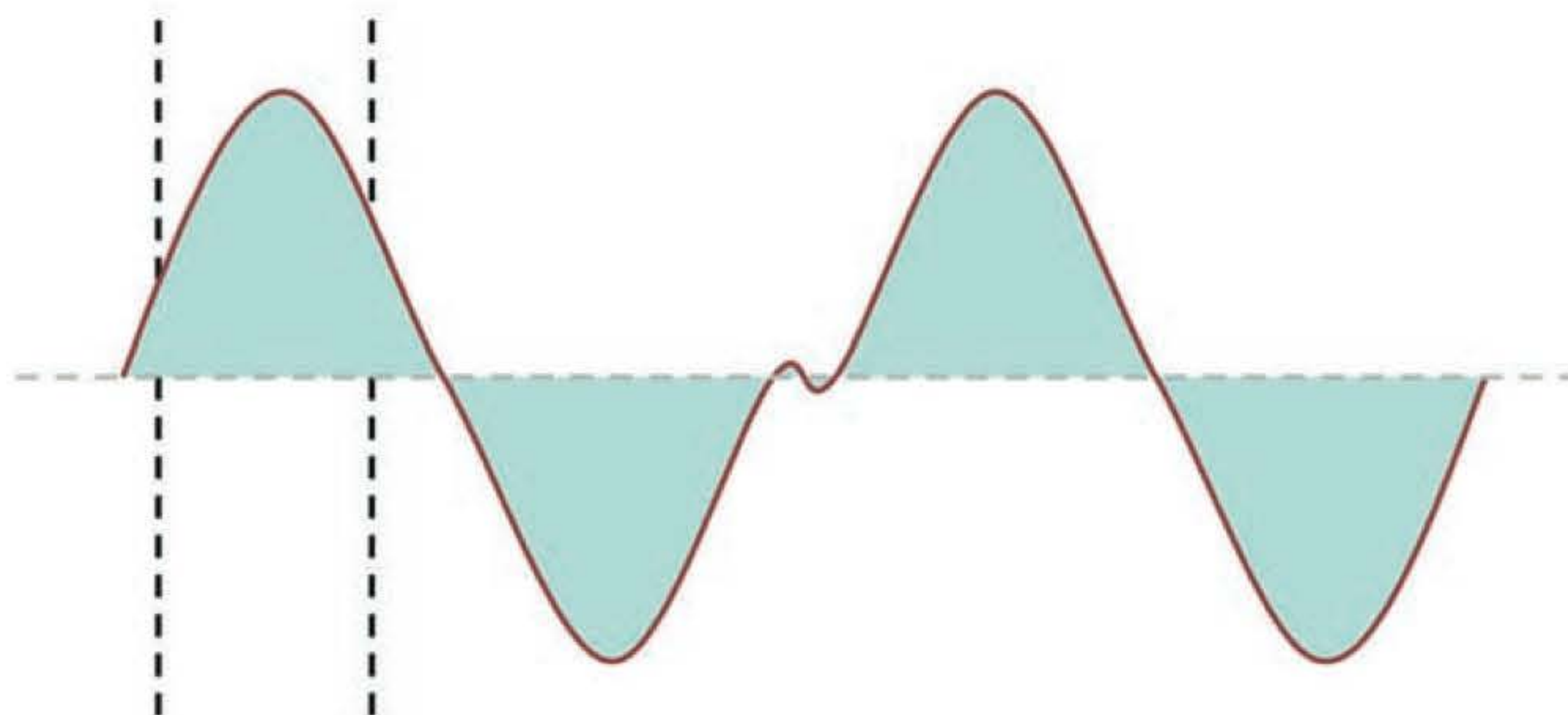


Figura 9.19 Amostragem sinusoidal.

na frequência de ressonância do hidrogênio, para que possa ocorrer ressonância. O componente transverso de magnetização criado pela ressonância deve, então, ser detectado por uma bobina de recepção (conceito descrito no Capítulo 1).

## Bobinas de RF

A instrumentação (*hardware*) necessária para alcançar ressonância é o conjunto de bobinas de RF, que inclui bobinas transmissoras e receptoras. As bobinas que transmitem o sinal são conhecidas como bobinas transmissoras (ou transmissores) e aquelas que detectam o sinal são as bobinas de recepção (ou receptores). Existem bobinas que conseguem tanto transmitir quanto receber sinal, e são denominadas *transceivers*.

## Transmissores de RF

A energia é transmitida na frequência de ressonância do hidrogênio na forma de uma explosão curta e intensa de radiação eletromagnética conhecida como pulso de **radiofrequência** (ou de RF). Isso é conseguido por meio de um transmissor de RF que envia ondas de rádio com energia suficiente para a criação de coerência de fase e angulação de alguns *spins* de um estado de baixa energia para um estado de alta energia. Esse pulso de RF transfere o VME de uma posição ao longo do eixo Z para os planos transversos X, Y. Esse pulso é, portanto, denominado pulso de RF de 90°. O pulso de RF de 90° é criado por um campo magnético secundário oscilatório ( $B_1$ ) formado como resultado do fluxo de corrente alternada por anéis de fios conhecidos como **bobina transmissora de RF**.

O principal transmissor de RF em um sistema fechado de RM é o componente mais próximo ao tubo do magneto. Informalmente chamado de bobina de corpo, essa bobina cilíndrica de fios condutores é capaz de transmitir e receber RF. Esse *transceiver* está conectado a um sintetizador de RF, um dispositivo controlado por computador que constrói digitalmente uma onda senoidal que, então, passa por um conversor de sinal digital para analógico. O resultado é uma corrente de oscilação no *transceiver*, que, por sua vez, cria um pulso de RF de 90° com relação ao campo magnético principal. Essa é uma onda eletromagnética, cujo componente magnético é denominado  $B_1$ .

A transmissão de RF não fica confinada à bobina de corpo; muitos sistemas fornecem bobinas de volume que também são capazes de transmitir RF. Resumindo:

- **Bobina de corpo** é uma bobina cilíndrica formada por elementos condutores de eletricidade posicionados em torno da circunferência interna do tubo do magneto. A bobina de corpo é o



principal transmissor de RF e transmite RF para a maioria dos exames que são adquiridos sem uma bobina de transmissão/recepção

- **Bobina de crânio**, que pode ter a configuração de sela ou gaiola, ou uma bobina multicanal (as bobinas de crânio multicanal geralmente são apenas receptoras)
- **Bobinas de extremidades**, que geralmente têm uma configuração de sela de modo a acomodar o tamanho do joelho de um adulto. Bobinas de extremidades geralmente são empregadas para a aquisição de imagens dos membros inferiores (joelho, tornozelo, pé), mas também podem ser utilizadas para a formação de imagens dos membros superiores (cotovelo e punho).

## Bobinas de recepção

Como dito anteriormente, a passagem de corrente por um fio produz um campo magnético. De modo contrário, se fios enrolados em anéis são expostos a um campo oscilatório, uma corrente é induzida nos anéis. Isso pode ser comprovado pela lei da indução de Faraday:

$$dB/dt = dv \text{ ou } \Delta\beta/\Delta\tau = \Delta v.$$

Na qual:

$dB$  é a mudança do campo magnético (campo magnético oscilatório causado pelos sinais RF)

$dt$  é a mudança do tempo

$dv$  é a mudança de voltagem (sinal de RM).

Essa indução de corrente e a voltagem resultante constituem o sinal de RM. As bobinas de recepção devem ser dispostas para detectar adequadamente o sinal de RM. Para obter a recepção do sinal, o campo secundário  $B_1$  deve estar localizado em ângulos retos em relação ao campo magnético principal  $B_0$  (veja a Figura 4.28).

A configuração das bobinas de transmissão e recepção de RF influenciam diretamente a qualidade do sinal de RM e, conseqüentemente, a qualidade da imagem. Em linhas gerais, quanto menor a bobina, melhor a SNR, e, quanto mais bobinas são utilizadas, melhor a SNR. Atualmente, diversos tipos de bobina são utilizados em RM, incluindo (mas não limitado a):

- bobinas de volume (geralmente empregadas para acomodar um “volume” de tecido)
  - bobinas de corpo (configuração em sela)
  - bobinas em gaiola (bobinas para cabeça)
  - bobinas solenoides (em forma de tubo para sistemas de campo vertical)
- bobinas de superfície (ou locais) (geralmente dispostas sobre a superfície)
  - bobinas lineares (bobina de superfície simples ou de configuração local)
  - bobinas de quadratura (com bobinas [ou eletrônicos] em configuração perpendicular)
  - par de Helmholtz (duas bobinas combinadas com os campos  $B_1$  na mesma direção)
  - par de Maxwell (duas bobinas combinadas com os campos  $B_1$  em direção oposta)
  - bobina de fase (bobinas múltiplas e receptores múltiplos)
  - elementos com múltiplas bobinas (elementos múltiplos e receptores múltiplos para aquisição de imagens em paralelo).

## Bobinas de volume

As bobinas de volume podem ter a configuração solenoide, em sela e/ou gaiola. Uma bobina de volume pode tanto transmitir RF quanto receber os sinais de RM e frequentemente é chamada de *transceiver*. Ela engloba toda a anatomia e pode ser usada na aquisição de imagens da cabeça, dos membros ou do corpo inteiro. Bobinas de cabeça e de corpo com a configuração do tipo gaiola são empregadas para obter imagens de áreas relativamente grandes e fornecer uma SNR uniforme sobre todo o volume de imagem. Entretanto, embora as bobinas de volume sejam responsáveis pela excitação uniforme de uma área ampla, em decorrência de seu tamanho grande, elas geralmente produzem imagens com menor SNR do que outros tipos de bobina. Isso tende a ser mais observável quando há uma divergência entre o tamanho do campo de visão e o tamanho da bobina. Como exemplo, se devem ser obtidas imagens do joelho com a utilização de uma



bobina de corpo inteiro, o sinal iria se originar de um corte fino, como menor campo de visão, mas o ruído seria originado do volume inteiro da bobina.

A SNR pode ser melhorada pelo uso de mais de um elemento em uma bobina. A detecção de quadratura por uma bobina polarizada circularmente usa dois elementos de compensação por 90°. Cada elemento atua como uma bobina individual para detectar o sinal que retorna da área de interesse. No entanto, a SNR não é duplicada, uma vez que cada elemento também recebe ruído. A melhora na SNR se deve ao fato de que o ruído é aleatório – tendendo à média fora do quadro – enquanto o sinal não é aleatório e é reforçado na imagem final.

As bobinas modernas levam este conceito adiante pelo uso de múltiplos elementos, cada um com seu próprio canal.

### *Bobinas de superfície*

280

Bobinas com configuração de um simples anel de fios e outros componentes são chamadas de **bobinas lineares**. Normalmente, esse tipo de bobina oferece alta SNR porque detectam apenas o ruído de uma pequena área, e estão posicionadas próximo à área de interesse. A SNR pode ser melhorada ainda mais pelo uso de detecção de quadratura como descrito na seção anterior.

As bobinas de superfície são empregadas para melhorar a SNR quando se desejam imagens de estruturas localizadas próximo à superfície do corpo (como a articulação temporomandibular). Em geral, quanto mais perto a bobina está da estrutura da qual se quer obter a imagem, melhor a SNR. Isso ocorre porque a bobina está situada próximo à região anatômica que está emitindo o sinal, e apenas o ruído nos arredores da bobina é recebido, e não ruídos provenientes de todo o corpo. As bobinas de superfície geralmente são pequenas e com formato especial, para que possam ser facilmente posicionadas próximo à área a ser avaliada, com pouco ou nenhum desconforto para o paciente. No entanto, o sinal (e o ruído) é recebido apenas a partir do volume sensível à influência da bobina e que corresponde à região localizada em torno da bobina. A área de extensão em relação ao diâmetro da bobina e à profundidade no corpo do paciente equivale ao diâmetro da bobina  $\times 0,75$ .

A sensibilidade da bobina está associada a seu tamanho. O volume de tecido que pode ser avaliado por uma bobina específica é determinado por um fator conhecido como perfil de sensibilidade da bobina. Para uma bobina de superfície circular, ele pode ser suposto como meia esfera ligeiramente alongada que se estende do diâmetro da bobina até o corpo do paciente. Especificamente, o sinal que é detectado por determinada bobina de RF está relacionado com o diâmetro da bobina: o perfil de sensibilidade fornece sinal da região anatômica localizada por intermédio do diâmetro da bobina até uma profundidade de 75% de seu diâmetro. Por essa razão, as bobinas devem ser posicionadas bem próximo à área de interesse anatômico.

Os limites na área associada ao perfil de sensibilidade criam desafios quando se tentam obter imagens de estruturas anatômicas localizadas em profundidade no organismo do paciente. Se, por exemplo, uma bobina de 10 cm de diâmetro é empregada, o campo de visão que pode ser avaliado também é de 10 cm, a uma profundidade de 7,5 cm. Portanto, o sinal vai caindo à medida que aumenta a distância da bobina, em qualquer direção. A queda de sinal ocorre quando se faz a aquisição da imagem de tecidos muito profundos no organismo do paciente (como da próstata, em pacientes do sexo masculino). Para se obter a melhor qualidade de sinal em tecidos e estruturas anatômicas profundas, devem ser empregadas bobinas intracavidade (como endorretal, endovascular, endovaginal, uretral e esofágica). Por exemplo, como a localização anatômica do reto é diretamente posterior à próstata, a aquisição de imagens desta pode ser aprimorada pelo posicionamento de uma bobina endorretal. As bobinas de RF anteriormente conhecidas como bobinas de superfície atualmente são denominadas bobinas locais.

### *Bobinas múltiplas*

Em geral, a faixa de área anatômica que pode ser avaliada é limitada pelo tamanho da bobina. Os fabricantes resolveram o problema com a introdução de bobinas de sinergia de fase (*phased array*). Historicamente, o uso de múltiplas bobinas era limitado a um par de bobinas, que poderia ser utilizado para a aquisição de imagens no punho ou no ombro, com cada bobina sendo



posicionada de um lado da anatomia. Conhecido como par de Helmholtz, essa configuração é um método primitivo de obtenção de um sinal bastante uniforme por meio do volume de tecido. Outra configuração menos conhecida envolve o emprego de três bobinas combinadas em arranjo esférico, conhecida como bobina de Maxwell.

Essas bobinas atualmente evoluíram para sistemas de sinergia de fase, com diversas bobinas de recepção, cada uma responsável pela aquisição de sinal de determinado volume de tecido no interior da área de interesse.

As bobinas *phased array* consistem em várias bobinas e múltiplos receptores cujo sinal individual é combinado para criar uma imagem com SNR melhor e aumento da área de cobertura. Quanto menor a bobina de RF, melhor a SNR, e, quanto mais bobinas utilizadas, maior a SNR. Infelizmente, quanto menor a bobina de RF, menor a área de cobertura. Na tentativa de obter, ao mesmo tempo, boa SNR e área de cobertura maior, os fabricantes têm combinado várias bobinas pequenas com múltiplos receptores. Isso é conhecido como tecnologia *phased array coil*, que atualmente é amplamente empregada. Essas bobinas podem ser configuradas com diversas bobinas em arranjo linear (para a aquisição de imagens da coluna vertebral). Essa configuração é identificada como *array* linear. Na configuração conhecida como *array* de volume, as bobinas também podem ser dispostas de modo a se localizarem nas partes anterior e posterior do corpo, viabilizando uma cobertura de todo o interior do paciente. O *array* de bobinas começou com o alinhamento de quatro a seis bobinas (arranjo linear) ou em volume para aumentar a área de cobertura e melhorar a SNR. Por exemplo, em um *array* com quatro bobinas, quatro bobinas e receptores podem ser agrupados em linha para aumentar a cobertura longitudinal (para a aquisição de imagens da coluna). O mesmo arranjo pode ser configurado com duas bobinas posicionadas anteriormente (acima) e duas posteriormente (abaixo) em relação ao corpo do paciente para a aquisição de imagens do corpo. Durante a aquisição de dados, cada bobina recebe individualmente o sinal proveniente de seu pequeno e utilizável FOV. O sinal resultante de cada bobina é recebido e processado separadamente, e depois os sinais são combinados para formar um único FOV maior. Como cada bobina tem seu próprio receptor, a quantidade de ruído recebida é limitada a seu pequeno FOV e todos os dados podem ser obtidos em uma única sequência, e não em quatro sequências individuais. As bobinas de sinergia de fase podem aumentar de quatro para até 128 elementos.

Atualmente, vários tipos de bobinas de sinergia estão disponíveis. Entre elas:

- bobina de sinergia de fase para a coluna (*array* linear) (Figura 9.20)
- bobina de sinergia de fase para a pélvis (*array* de volume)
- bobina de sinergia de fase para as mamas (*array* de volume)



**Figura 9.20** Bobina de sinergia de fase para aquisição de imagens da coluna vertebral.



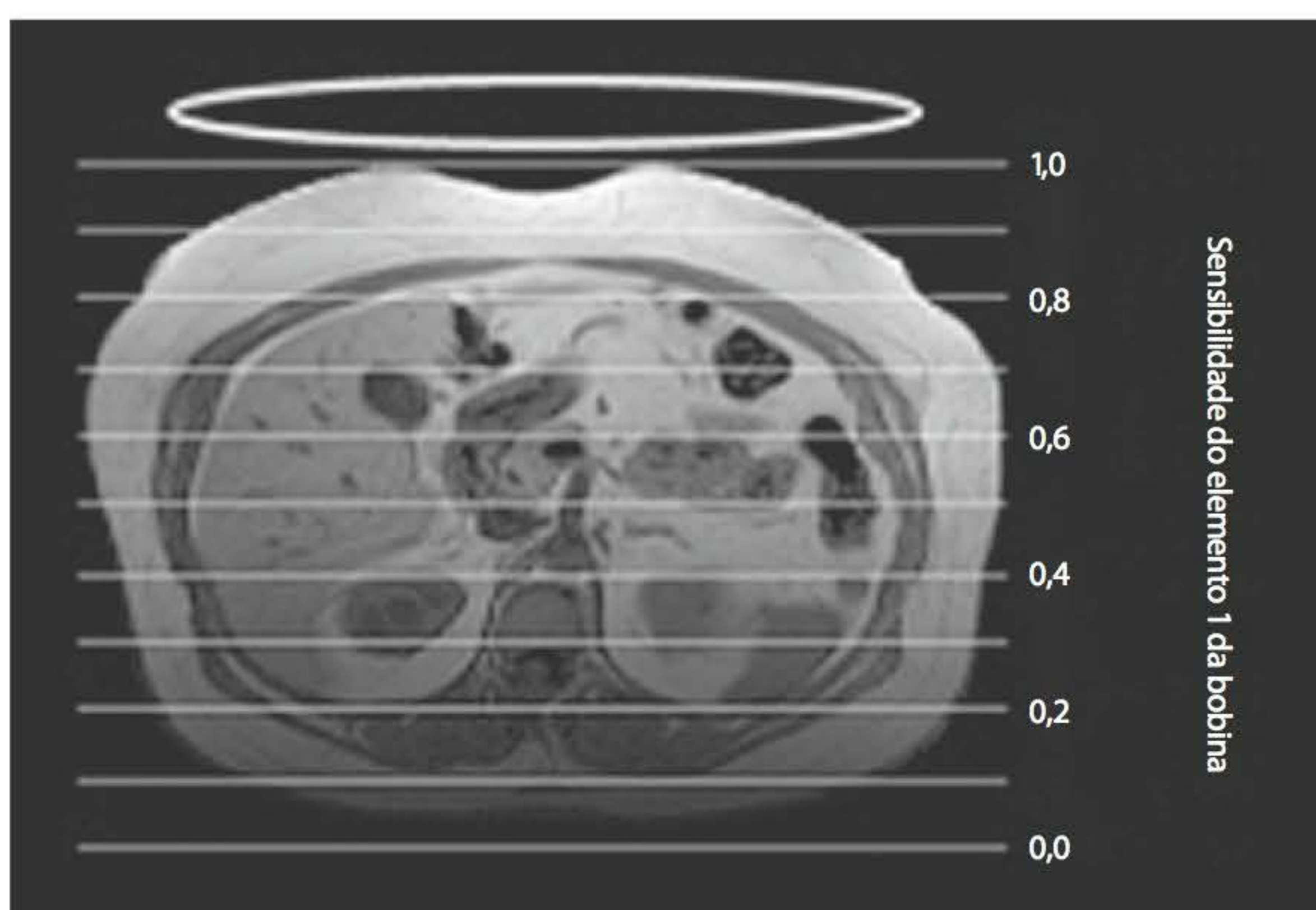
- bobina de sinergia de fase cardíaca (*array* de volume)
- bobina de sinergia de fase para a articulação temporomandibular (*array* de volume).

Inicialmente, as bobinas de recepção eram utilizadas para a detecção de sinal. Atualmente, elementos da bobina chamados de elementos de codificação da bobina podem detectar e, até certo ponto, também codificar o sinal de RM. Esses elementos de bobina são necessários nas técnicas de aquisição de imagens em paralelo (veja o Capítulo 5). Essas técnicas utilizam as bobinas para detectar um mapa de sensibilidade (relacionado com o perfil de sensibilidade mencionado anteriormente) do sinal próximo à bobina (Figuras 9.21 e 9.22). Alguns fabricantes têm sistemas de bobinas com até 32 elementos para a produção de imagens em tempos de exame muito mais curtos do que pela aquisição de imagens convencional.

282



**Figura 9.21** Bobinas de imagem em paralelo.



**Figura 9.22** Codificação de sensibilidade na aquisição de imagens em paralelo.



## SNR e resolução

A melhora na SNR resultante da utilização de bobinas locais alcança frequentemente maior resolução espacial de estruturas pequenas. É bom lembrar, no entanto, que as bobinas *não* fornecem alta resolução, porém alto sinal. Alto sinal esse, obtido com o uso de bobinas locais, que pode ser “trocado” por alta resolução (FOV pequeno, espessura fina do corte e/ou matriz grosseira). Quando se utilizam bobinas locais, geralmente é empregada uma bobina de corpo para transmitir RF e a bobina local para a recepção do sinal de RM, a não ser que a bobina local também seja um transmissor.

## Resumo

Bobina grande:

- grande área de recepção de sinal uniforme
- aumento da possibilidade de *aliasing* com FOV pequeno
- o posicionamento do paciente não é um aspecto crítico
- SNR baixa viabiliza apenas baixa resolução
- empregada em exames do torso, em que é necessária a cobertura de sinal (tórax, abdome).

Bobina pequena:

- pequena área de recepção de sinal
- redução da possibilidade de produção de artefato *aliasing*
- o posicionamento do paciente e da bobina é um aspecto crítico
- SNR alta pode ser trocada por alta resolução
- empregada em exames de pequenas partes do corpo (punho, coluna, joelho).

## Uso seguro das bobinas

Há certas regras básicas para garantir a operação segura de bobinas de RF. Os aspectos relacionados à segurança incluem considerações sobre o *hardware* (cabos e bobinas) e sobre a absorção de RF (emissão de calor e queimaduras locais). O uso seguro da RF será discutido no Capítulo 10.

As bobinas são conectadas ao sistema por meio de cabos, que devem ser constituídos por material condutivo para que a energia de RF possa ser passada à bobina e que o sinal possa ser enviado ao processador de imagens. Eles, portanto, têm a capacidade de transmitir o calor que emana durante uma operação regular do equipamento. Entretanto, nessas circunstâncias, esse calor pode causar queimaduras no paciente ou comprometer o material de isolamento dos cabos. Para evitar que isso aconteça, verifique a não existência de dobraduras nos cabos e que esses não estejam em contato com o corpo do paciente ou com o tubo do magneto. Além disso, os cabos não devem ser posicionados perto de outro tipo de fiação ou cabeamento, como eletrodos de ECG e similares.

O cabeamento das bobinas deve ser inspecionado regularmente e, sob nenhuma circunstância, pode ser usado se o isolamento estiver danificado. Para receber um ótimo sinal do corpo do paciente, as bobinas devem estar corretamente ajustadas. Cada fabricante realiza isso de maneira específica.

## Blindagem de RF

Em RM, a blindagem é importante não apenas para o campo magnético mas também para o campo de RF. A blindagem do campo de RF pode ser conseguida pelo uso de isolamento com placas de cobre, que também é conhecido como gaiola de Faraday. Esse tipo de isolamento é feito com placas de cobre colocadas no interior das paredes da sala de exame, telas de cobre nas



janelas e “dentes” de cobre (conhecidos como *door seals*) ao longo dos batentes da porta. O comprometimento do isolamento contra a RF pode resultar em artefatos de RF (artefatos em zíper ou *buzz*). (Para obter mais informações sobre os tipos de artefato, consulte o Capítulo 7.)

## Sistema de transporte do paciente

Todos os equipamentos utilizam um colchão movido por sistema hidráulico ou elétrico (mesa do paciente) para elevar o paciente até o nível do tubo do magneto e deslizá-lo para o interior do sistema de RM. Isso em geral é feito com o auxílio de pedais ou botões que movem a mesa para cima e para baixo e para dentro e para fora do tubo. A mesa deve ser confortável para que o paciente se acomode e deve viabilizar a conexão de bobinas e dispositivos de imobilização. Deve haver também um mecanismo para que o paciente possa ser rapidamente evacuado do tubo, no caso de uma emergência. Alguns sistemas possibilitam que a mesa seja removida (desacoplada) do tubo do magneto para que o paciente possa ser transportado para fora da sala em uma emergência, sem a necessidade do uso auxiliar de uma maca. Naturalmente, todas as mesas devem ser magneticamente seguras e não conter partes metálicas. O sistema de transporte do paciente se tornou mais sofisticado para tornar possível a rápida movimentação automática do paciente entre as posições de exame durante as angiorressonâncias (ARM) com realce de contraste.

Novas configurações da mesa de exame incluem as com a bobina de RF *dentro* da mesa (e não acima dela). Essa configuração tem se tornado popular para a aquisição de imagens das mamas, na qual o posicionamento de pacientes maiores em decúbito dorsal apresenta limitações. Quando o paciente se posiciona em decúbito dorsal (sobre a bobina de mamas), até mesmo um tubo com 70 cm de diâmetro pode ser limitante. Na hipótese de um aparelho com um tubo de 70 cm, no qual a mesa do paciente está localizada no centro do tubo, são reservados apenas 35 cm de espaço para o paciente (da mesa até a parte superior do tubo) e aproximadamente 35 cm de espaço sem utilidade abaixo da superfície da mesa. Para a aquisição de imagens das mamas, a bobina é disposta no topo da mesa e o paciente é posicionado sobre a bobina. Isso resulta em um espaço limitado para o paciente. Em muitos casos, quando o paciente é posicionado sobre o aparato de bobinas, com as mamas sobre as próprias bobinas, as costas do paciente podem ficar muito próximas e até mesmo tocar o topo do tubo de imagem. Se, no entanto, a bobina for posicionada dentro da mesa do paciente, este fica deitado em um local com 35 cm (no interior de um tubo de 70 cm), com suas costas acima e as mamas abaixo. Essa é uma configuração eficiente para o posicionamento de pacientes para a aquisição de imagens das mamas por RM, principalmente no caso de pacientes de maior tamanho e/ou com mamas grandes.

## Sistemas de computação em RM e a interface com o operador

Agora que muitos dos componentes individuais do sistema de imagem por RM foram descritos, é hora de discutir os componentes do sistema de computação e a interface com o usuário. O magneto, o sistema de RF, o sistema de gradiente e os componentes associados não funcionam sem “direcionamento”. Para obter imagens por RM, todos os componentes são direcionados, ou programados, para funcionar adequadamente. Esse direcionamento é fornecido por um sistema de computador, supervisionado por um programador e implantado por um operador. A funcionalidade do sistema é inicialmente determinada, ou programada, pelo programador de computação (ou programador de pulso) e, então, o sistema pode ser operado em bases diárias por um técnico, tecnólogo ou médico. Os sistemas de computador em RM variam de acordo com o fabricante. A maioria consiste em:

- sistema computacional (minicomputador, com capacidade de expansão)
- unidade de controle de pulso



- processador (*array processor*) para a transformada de Fourier
- processador de imagens que captura os dados obtidos pelo *array processor* e os transforma em imagens
- *drives* de disco rígido para armazenamento de dados não processados e de parâmetros para as sequências de pulso
- mecanismo de distribuição de energia para distribuir e filtrar a corrente alternada e contínua
- console do operador para interface com o usuário.

## Sistema computacional

Quando os sistemas de imagem por RM foram inicialmente desenvolvidos (durante a década de 1970), os sistemas computacionais consistiam em uma sala inteira repleta de componentes. Além do computador propriamente dito, a sala de computação abrigava outros componentes do sistema, como amplificadores de gradiente, amplificadores de RF, unidades de distribuição de energia e dispositivos para armazenamento de imagens. Hoje em dia, com computadores mais eficientes, a maioria dos sistemas de RM pode ser operada por um computador muito parecido com o de uso normal. Em sua maioria, os computadores de RM são programados pelos fabricantes por programadores de pulso, que pré-programam sequências de pulso, parâmetros de exame e as funções de processamento de imagens. Eles têm uma programação genérica, de tal maneira que a ordem e a cronometragem dos pulsos de RF e de gradiente sejam “estabelecidas” com base em parâmetros e opções “definidas” pelo “usuário do sistema” (operador técnico). Por exemplo, na medida em que o operador seleciona parâmetros de resolução (FOV, espessura e matriz), o programador de pulso já selecionou a potência, a duração e a cronometragem apropriadas aos pulsos de gradiente que serão aplicados. Isso ocorre durante a aquisição das imagens.

## Aquisição de imagens

Durante a aquisição de imagens por RM, uma sequência de pulsos de RF e gradiente é aplicada ao corpo do paciente posicionado no aparelho. Essa sequência de pulsos de RF e gradiente é conhecida como sequência de pulso. Durante as sequências de pulso, a corrente que passa pelas bobinas de gradiente e bobinas de RF é ligada e desligada rapidamente, em intervalos precisos, o que possibilita a criação de **pulsos de gradiente** e **pulsos de RF**. A potência, a ordem e a cronometragem dos pulsos de gradiente determinam a resolução da imagem de RM (principalmente associada ao FOV, a espessura do corte e a matriz). A potência, a ordem e a cronometragem dos pulsos de RF determinam o contraste da imagem por RM (ponderação em T1, T2 ou por densidade protônica). A **unidade de controle de pulso** supervisiona ou controla a ordem e a cronometragem dos pulsos de RF ou gradiente, e o programador de pulsos determina ou programa esses pulsos com base em fatores técnicos selecionados pelo usuário.

## Unidade de controle de pulso

Durante a aquisição de imagens, as bobinas de gradiente são ligadas e desligadas rapidamente (criando os pulsos de gradiente), enquanto ocorrem as sequências de pulso. Esses pulsos de gradiente permitem que o sinal de RM seja localizado espacialmente ao longo dos três eixos do magneto (X, Y e Z), e a potência, a ordem e a cronometragem dos pulsos determina a resolução da imagem de RM (relacionados principalmente com o FOV, a espessura do corte e a matriz). Por exemplo, a amplitude (e a duração) do gradiente de seleção de corte está associada à espessura do corte. A potência e a duração dos gradientes de fase e frequência estão relacionadas com o FOV e com a matriz. Os gradientes também são usados para voltar a magnetização transversal e/ou refasar a magnetização (para criar gradiente-eco). Como os três gradientes (X, Y e Z) realizam as mesmas tarefas (codificação espacial, controle da resolução e refocalização dos sinais de RM), a pulsação precisa das bobinas de gradiente é essencial. Os amplificadores de gradiente fornecem energia para as bobinas de gradiente. A unidade de controle de pulso coordena essas



funções dos amplificadores de gradiente e das bobinas de maneira que possam ser ligados e desligados nos momentos adequados e pelo intervalo de tempo apropriado.

A unidade de controle de pulso também é responsável pela coordenação da transmissão e amplificação da RF. A RF (em frequência ressonante) é transmitida pelo transceptor de RF até o amplificador de RF e, então, para um monitor, que garante a administração de níveis seguros de RF no paciente. A potência, a ordem e a cronometragem dos pulsos de RF determinam o contraste da imagem. Os amplificadores de RF supervisionam a energia para as bobinas de transmissão de RF. A unidade de controle de pulso coordena essas funções dos amplificadores de RF e das bobinas de maneira que possam ser ligados e desligados nos momentos adequados e pelo intervalo apropriado.

## Interface com o operador

286

A interface com o operador se localiza na sala de controle adjacente à sala de exame. O monitor com um painel plano mostra uma interface gráfica com o usuário que possibilita a alimentação dos parâmetros de exame e, ainda, o posicionamento gráfico dos cortes.

Além da aquisição de dados e da visualização das imagens recém-adquiridas, o console do operador viabiliza o acesso a várias técnicas de manipulação de imagens. Entre elas:

- funções de exame – preparação e exame
- manipulação de imagens – visualização, pós-processamento e reformatação das imagens.

Sistemas de RM são operados no dia a dia por técnicos, tecnólogos ou médicos. Para o exame, o técnico escolhe um protocolo preestabelecido ou seleciona manualmente um protocolo para a aquisição de imagens. Cada protocolo consiste em um conjunto de fatores para otimizar a aquisição de imagens e inclui: contraste da imagem (TR, TE, TI, ângulo de inclinação), resolução (FOV, espessura, matriz) e tempo de exame (número de médias de sinal [NSA], largura da banda [BW], matriz), entre muitos outros. Esses fatores foram programados pelo programador de pulso e estão armazenados no computador que hospeda o sistema. Uma vez adquiridas as imagens, os dados são armazenados no disco rígido, no PACS, em CD, em DVD e/ou em filme.

## Armazenamento da imagem de RM

Atualmente não é comum filmar as imagens de RM. Geralmente, se for necessária uma cópia permanente da imagem, ela pode ser armazenada em CD ou DVD. Se for necessário que a imagem seja armazenada em filme, as imagens podem ser permanentemente armazenadas no console e transferidas para um único filme de emulsão semelhante ao utilizado em tomografia computadorizada. Entretanto, dispor imagens de RM em filme pode ser até certo ponto uma questão delicada, porque o brilho e o contraste variam em cada imagem. As configurações de brilho e contraste são denominadas configurações de janela e nível. Janela é o número de escalas de cinza, e nível está relacionado com o brilho da imagem. Diferentemente da TC, na qual as configurações de janela e nível são “fixas” e se baseiam em unidades de Hounsfield, as imagens em RM são vistas com configurações de janela e nível estabelecidas de acordo com a estrutura anatômica e com a patologia. Portanto, imagens com alto sinal intrínseco exigem diferentes configurações de janela e nível de modo que achados anatômicos e patológicos importantes possam ser adequadamente visualizados.

Para o armazenamento permanente, os dados podem ser arquivados em uma fita magnética (raramente utilizada), em uma fita DAT, em um disco óptico, um CD ou em sistemas PACS (atualmente o método preferido). Essa função de arquivo também pode ser acessada pelo console do operador. As imagens são armazenadas para que possam ser retiradas para posterior manipulação e para a aquisição de outras imagens no futuro. Elas também podem ser usadas como parâmetros de comparação quando os exames são repetidos no mesmo paciente.

Agora que cada componente do equipamento foi descrito, consideramos adequado discutir a operação segura desse equipamento, que é o assunto do próximo capítulo.



# 10

## Segurança em RM

- Introdução, 287
- Diretrizes governamentais norte-americanas, 288
- Terminologia de segurança, 289
- Considerações sobre o hardware e o campo magnético, 291
- Campos de RF, 291
- Campos magnéticos com gradiente, 294
- Campo magnético principal, 296
- Projéteis, 300
- Considerações sobre as instalações, 300
- Zonas de segurança nas instalações de RM, 302
- Orientações de segurança, 303
- Como proteger o público em geral dos campos em franja, 304
- Implantes e próteses, 305
- Equipamentos e monitores para RM, 310
- Marca-passos, 310
- Condições do paciente, 311
- Política de segurança, 312
- Dicas de segurança, 313
- Referência bibliográfica, 314

### Introdução

Até o presente momento, não foram observados efeitos biológicos adversos associados à exposição prolongada aos campos magnéticos utilizados na RM. Entretanto, quando são analisados componentes individuais de todo o processo de obtenção de imagens por ressonância magnética, podem ser notados alguns efeitos reversíveis da exposição ao campo magnético, à radiofrequência e ao campo de gradiente. Grande parte das pesquisas relacionadas com o uso seguro da RM foi realizada nos EUA, de onde se origina a maioria da literatura sobre segurança. Em fevereiro de 1982, a agência norte-americana Food and Drug Administration (FDA) divulgou as diretrizes para os Investigational Review Boards (IRB) hospitalares no documento *Guidelines for evaluating electromagnetic exposure risks for trials of clinical NMR*, posteriormente combinado com uma avaliação dos riscos em potencial. Como em qualquer procedimento médico, sempre há riscos. Ao considerar as condições de segurança do paciente em um ambiente de RM, é preciso tomar decisões críticas. Como em qualquer procedimento médico, a decisão de realizar ou não o exame é de responsabilidade do médico e precisa ser individualizada (determinação dos riscos e dos benefícios para o paciente).

Embora não haja efeitos biológicos conhecidos associados à RM, ocorreram vários incidentes nesse ambiente. A RM tem sido clinicamente empregada desde a metade da década de 1980, infelizmente, nos quase 30 anos em que esse tipo de exame tem sido realizado, houve um número significativo de incidentes (e quase morte), entre eles: queimaduras, falhas no equipamento, reações aos meios de contraste e até mesmo casos de óbito durante procedimentos de RM, envolvendo funcionários, pacientes e acompanhantes presentes na sala de exame. O relato de incidentes (e de eventos adversos) não se limita a objetos ferromagnéticos que são atraídos para



o campo magnético. Muitos desses incidentes estão associados ao campo de radiofrequência, campos de gradiente e meios de contraste.

## Diretrizes governamentais norte-americanas

288

Em 2001, ocorreu uma tragédia: uma criança de 6 anos de idade foi morta por um tanque de oxigênio de material ferromagnético que a atingiu quando estava no aparelho de RM. Na época, ainda não havia padrões formais de segurança para a RM. Esse acontecimento funesto levou o American College of Radiology (ACR) a criar um painel (*Blue Ribbon Panel*) de especialistas em RM que incluía radiologistas, médicos, PhD, tecnólogos e representantes de corporações, da FDA e advogados. A missão desse painel de especialistas foi a de criar um documento com diretrizes de segurança em RM, intitulado *ACR Guidance Document for Safe MR Practices* e conhecido como *White paper on MRI Safety*. Por definição, um informe técnico (*white paper*) “é um documento oficial publicado por um governo ou uma organização internacional, a fim de servir de orientação sobre algum problema e como enfrentá-lo. Com frequência, esses informes técnicos são utilizados para orientar os leitores e ajudar as pessoas a tomar decisões. São usados na política, nos negócios e em áreas técnicas”. Esse informe técnico sobre segurança em RM fornece diretrizes para as instalações de RM e para a elaboração e a implantação de políticas e procedimentos de segurança. O documento tem sido revisado, refutado e atualizado periodicamente, desde sua primeira publicação em 2002. Este capítulo discute as questões de segurança em RM e as recomendações do informe técnico do ACR sobre muitas dessas questões.

## Informe técnico do ACR sobre segurança em RM

Embora não haja padrões oficiais para a segurança em RM, o informe técnico do ACR oferece diretrizes para a operação segura e eficiente das instalações e equipamentos. O documento é dividido em seções, nas quais são abordados diferentes aspectos das imagens por RM e, consequentemente, são feitas diversas considerações sobre segurança.

### Guia do ACR para práticas seguras em RM

- A. Criação, implantação e manutenção de políticas e procedimentos de segurança atualizados para RM
- B. Questões relacionadas com o campo magnético estático: restrições de acesso ao local
  - 1. Zoneamento
  - 2. Funcionários da RM e de outras áreas
  - 3. Triagem de pacientes e de funcionários de outras áreas
  - 4. Triagem de funcionários da unidade de RM
  - 5. Triagem de equipamentos e objetos
- C. Tecnólogos em RM
- D. Considerações sobre a gravidez
  - 1. Profissionais de saúde gestantes
  - 2. Gestantes
- E. Considerações sobre segurança e pacientes pediátricos
  - 1. Sedação e monitoramento
  - 2. Triagem de pacientes pediátricos
  - 3. Segurança do acompanhante
- F. Questões relacionadas com o campo magnético com gradiente variável no tempo: voltagem induzida
- G. Questões relacionadas com o campo magnético com gradiente variável no tempo: considerações sobre a audição
- H. Questões relacionadas com o campo magnético e radiofrequência variável no tempo: calor
- I. Administração de medicamentos via adesivos transdérmicos
- J. Questões relacionadas com a criogenia



- K. Claustrofobia, ansiedade, sedação, analgesia e anestesia
- L. Segurança do agente de contraste
  1. Considerações sobre a administração de agentes de contraste
  2. Considerações sobre reações adversas anteriores a agentes de contraste
  3. Doença renal, agentes de contraste à base de gadolínio e fibrose nefrogênica sistêmica (FNS)
- M. Pacientes nos quais haja ou possa haver cliques de aneurisma intracraniano
- N. Pacientes nos quais haja ou possa haver marca-passo cardíaco ou cardioversor desfibrilador implantado
- O. Preparação do local para atendimento de uma emergência

## Informações atualizadas sobre segurança

Em decorrência do tempo despendido na produção de um livro, as informações podem estar ultrapassadas. Para obter dados atualizados sobre segurança em RM, consulte estes sites:

289

- [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com), endereço de internet do Dr. Frank Shellock voltado à segurança em RM
- [www.imrser.org](http://www.imrser.org), endereço de internet do Institute for Magnetic Resonance, Safety, Education, and Research.

## Terminologia de segurança

Anteriormente, quando um equipamento ou material era considerado seguro para a RM era classificado como “compatível com RM” ou, se o uso do dispositivo não apresentava segurança, era considerado “incompatível com RM”. Em 2005, a ASTM (American Society for Testing and Materials) publicou a *New Terminology with Regard to Magnetic Resonance Imaging (MRI) and Implants and Devices*. Esse documento modificou alguns termos para melhor definição dos dispositivos e de sua segurança no ambiente de RM. Atualmente, “Seguro para RM”, “Não seguro para RM” e “Condicional para RM” são os termos aceitos para definir os dispositivos em RM. As definições desses termos, extraídas do documento, incluem:

**Seguro para RM:** objeto sem risco conhecido para uso em qualquer ambiente de RM.

**Não seguro para RM:** objeto com risco conhecido para uso em qualquer ambiente de RM.

**Condicional para RM:** objeto que apresenta risco conhecido em determinado ambiente de RM, sob condições de uso específicas. As condições que definem a especificidade do uso em ambiente RM incluem a potência do campo magnético estático ( $B_0$ ), o gradiente espacial, a razão  $dB/dt$  (campos magnéticos variáveis no tempo), os campos de radiofrequência (RF) ( $B_1$ ) [em unidades de W/kg (watts por quilograma)/taxa de absorção específica (SAR)].

Condições adicionais, incluindo configurações específicas de um objeto, podem ser necessárias para que este seja considerado seguro. Em conformidade com o disposto no site [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com), as informações sobre a classificação **condicional para MR** foram subcategorizadas para indicar recomendações próprias para um objeto específico, como descrito a seguir.

**Condicional 1** – O objeto é considerado aceitável para o paciente ou outra pessoa usar no ambiente de RM, independentemente do fato de ser positivo para interações com o campo magnético durante a realização de testes. É digno de nota o fato de o objeto ser considerado apenas “fracamente” ferromagnético.

**Condicional 2** – Objetos considerados fracamente ferromagnéticos, como bobinas, filtros, *stents*, cliques, oclusores cardíacos e outros implantes que tipicamente se incorporam firmemente aos tecidos 6 semanas após o implante.

**Condicional 3** – Determinados adesivos transdérmicos com folha metálica (p. ex., Deponit®, sistema de administração transdérmica de nitroglicerina) ou outros componentes de metal que, embora não sejam atraídos pelo campo magnético do sistema de RM, envolvem relatos de aquecimento excessivo durante procedimentos de RM.



**Condiciona 4** – Coletes ortopédicos ou dispositivos de fixação cervical com componentes ferromagnéticos; não foram determinadas, porém, interações com o campo magnético. Ainda assim, não há relatos de pacientes lesionados em decorrência da presença desses no ambiente de RM sob a potência de campo magnético estático utilizada para RM.

**Condiciona 5** – O objeto é aceitável para um paciente submetido a um procedimento de RM ou para um indivíduo em um ambiente de RM apenas se diretrizes ou orientações específicas forem seguidas (para obter mais informações sobre um objeto específico, acesse o endereço de internet indicado ou entre em contato com o fabricante).

**Condiciona 6** – O dispositivo/implante foi classificado como condicional para RM de acordo com a terminologia especificada pela American Society for Testing and Materials (ASTM) International, sob a designação F2503.

**Condiciona 7** – Observação importante: esse dispositivo não deve ser utilizado durante a operação de um sistema de RM para a realização de um procedimento de RM.

**Condiciona 8** – Observação: esta informação diz respeito a um implante/dispositivo rotulado para RM em campos de 1,5 T e 3 T. Por exemplo, determinado dispositivo pode ser seguro à potência de 1 T e não o ser a 3 T (e vice-versa).

**Aviso ao operador de RM:** infelizmente, parece haver um mal-entendido entre a comunidade de RM de que, se um dispositivo é testado e considerado seguro em um campo de alta potência (3 T), ele será automaticamente seguro em campos de menor potência (0,5 T). O fato de um implante ou dispositivo em particular ser seguro a 3 T *não* o torna automaticamente seguro em campos altos (1 T), médios (0,5 T), baixos (0,2 T) ou mesmo em campos ultrabaixos (0,01 T). Cada dispositivo ou implante *tem* de ser testado exatamente nas mesmas condições pelas quais passará durante a aquisição de imagens por RM, incluindo *todos* os componentes – potência do campo magnético estático ( $B_0$ ), campos de RF ( $B_1$ ) e gradiente (potência e velocidade).

De acordo com o site [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com), “Na terminologia da American Society for Testing and Materials (ASTM International), utilizada pela FDA (Food and Drug Administration), um objeto classificado como **não seguro para RM** se refere a um item que representa um risco em qualquer ambiente de RM”, como descrito a seguir.

**Não seguro 1** – O objeto representa um risco potencial ou real ao paciente ou a um indivíduo em um ambiente de RM, principalmente como resultado de movimentação ou deslocamento. Pode haver outros riscos.

**Não seguro 2** – Este objeto apresenta apenas interação mínima com o campo magnético, o qual, mesmo considerando sua aplicação in vivo, é improvável que represente risco associado à movimentação ou deslocamento.

Para uma explanação mais abrangente, consulte Shellock *et al.* (2009).

Todos os equipamentos e dispositivos empregados em RM devem ser claramente rotulados para possibilitar sua identificação rápida e fácil. Foram criadas etiquetas para que esses dispositivos possam ser facilmente identificados, mesmo a uma distância considerável (Figura 10.1).



**Figura 10.1** Símbolos padrão associados a dispositivos para equipamento de RM.



## Considerações sobre o hardware e o campo magnético

Para criar uma imagem por RM, são necessários campo magnético estável, campo de RF e campo de gradiente. O efeito primário do campo estático está relacionado com dispositivos, implantes e projéteis. Geralmente, o campo magnético associado ao campo de gradiente é considerado TVMF (*time-varying magnetic field*), uma vez que é rapidamente ligado e desligado durante a aquisição da imagem. O campo de RF também é considerado TVMF (de acordo com as diretrizes do ACR para segurança em RM), uma vez que é um campo magnético oscilatório (ou alternante). Cada um desses campos magnéticos apresenta considerações de segurança muito diferentes. Esta seção discute todos os componentes do processo de imagens para avaliar os potenciais efeitos adversos e/ou efeitos biológicos a longo prazo relacionados com a exposição a cada tipo de campo magnético.

## Campos de RF

Como foi discutido no Capítulo 1, durante a fase de excitação da sequência, um campo oscilatório na frequência de Larmor é aplicado por uma bobina de transmissão (*veja* o Capítulo 9). Em sequências *spin-eco* pelo menos um pulso de refasagem adicional é aplicado para refasar os *spins*. Esse é outro campo magnético oscilatório e, à medida que o ângulo de inclinação aumenta (de 90° para 180°), a energia do pulso de RF necessária quadruplica. Por isso, sequências *spin-eco* rápidas são a maior preocupação em relação aos efeitos da RF por utilizarem trem de ecos de pulsos de RF de 180°. Esta seção descreve as considerações sobre a segurança dos campos de RF.

Os efeitos biológicos da irradiação de RF incluem:

- aquecimento dos tecidos
- efeitos de antena da RF
- lesões térmicas.

Esses efeitos podem ser medidos na forma de taxa de absorção específica (SAR) em unidades de watts por quilograma (W/kg) e pela temperatura (central e periférica) do corpo.

## Irradiação por RF

Como o nível de energia das frequências utilizadas para a RM é relativamente baixo e não ionizantes, em comparação com raios X, luz visível e micro-ondas, o efeito biológico predominante da absorção da radiação de RF é o aquecimento potencial dos tecidos. Embora haja relatos de efeitos não térmicos, esses ainda não foram confirmados. Quando um pulso de excitação é aplicado, alguns núcleos absorvem a energia de RF e entram em estado de alta energia. Quando relaxam, os núcleos liberam a energia que foi absorvida para os tecidos circundantes ou *lattice* (*veja* o Capítulo 2). O aquecimento por RF é induzido no interior do corpo do paciente e está relacionado com a frequência, a potência do campo e o peso do paciente. Em frequências abaixo de 100 MHz, 90% da energia absorvida resulta de correntes teciduais (correntes de Foucault) induzidas pelo componente magnético do campo de RF. À medida que a frequência se eleva, aumenta também a energia absorvida, de maneira que o aquecimento dos tecidos depende enormemente da frequência. Por essa razão, o aquecimento por RF é uma preocupação menor em sistemas de RM que operam abaixo de 1 T.

A maioria dos problemas relacionados com o aquecimento dos tecidos se localiza em regiões periféricas do corpo do paciente e pode ser facilmente dissipada. Entretanto, existem áreas do corpo com resistência considerável, as quais podem causar aquecimento e/ou queimaduras locais. De acordo com os IEC 60601-2-33 *Requirements for the Safety of MR Equipment for Medical*



Diagnosis e com as FDA Guidelines for MR Diagnostic Devices, os limites para aquecimento em imagens de corpo inteiro são:

*Limite no modo normal (inclui todos os pacientes) – 0,5°C ou 2 W/kg*

*Modo de controle de nível 1 (supervisão médica) – 1,0°C ou 4 W/kg*

*Modo de controle de nível 2 – maior que 1°C ou 4 W/kg (exige aprovação dos IRB)*

Limites do IEC/FDA para aquecimento localizado:

*Limite no modo normal para o crânio – 38°C ou 3,2 W/kg (média da massa craniana)*

*Limite no modo normal para o tronco – 39°C ou 10 W/kg a cada 10 g de tecido*

*Limite no modo normal para os membros – 40°C ou 10 W/kg a cada 10 g de tecido*

*Não existe nível 1 para crânio, tronco e membros.*

## Taxa de absorção específica (SAR)

292

O efeito biológico da absorção de RF é o aquecimento dos tecidos. Portanto, é necessário o monitoramento da absorção de RF. O limite estabelecido pela FDA para exposição à RF é calculado pelo aumento na temperatura corporal ou pela taxa de absorção específica (SAR). Esta se manifesta pela relação entre o aquecimento dos tecidos e a capacidade do paciente de dissipar o excesso de calor. O limite da FDA é o aumento da temperatura corporal central em 1°C. Na periferia, são permitidas elevações maiores a temperaturas de até 38°C no crânio, 39°C no tronco e 40°C nos membros. Como a verificação da temperatura do paciente, especialmente a central, envolve considerações de ordem prática (*i. e.*, a colocação de uma sonda no paciente durante as imagens), existe um modo mais eficiente de determinar a absorção de RF. Ela pode ser medida em unidades de watts por quilograma (W/kg) e ser expressa em termos de SAR. A SAR depende das características do pulso de RF (watts), incluindo o campo elétrico induzido e o ciclo de trabalho do pulso e as características do paciente (kg), incluindo a densidade dos tecidos, a condutividade e o peso do paciente. Portanto, o peso do paciente e os parâmetros de sequência de pulso selecionados são fatores importantes no monitoramento da SAR.

Por conseguinte, é necessário cuidado para registrar corretamente o peso do paciente, de modo a garantir que a SAR não ultrapasse os limites permitidos. A SAR pode ser usada para calcular a expectativa de elevação da temperatura corporal durante o tempo médio de exame. Os limites de SAR também são calculados em relação ao tempo, e, desde julho de 2004, esses foram elevados. Nos EUA, os níveis recomendados de SAR para imagens costumavam ser de 4 W/kg (tempo médio de exame de corpo inteiro de 15 min), 3,2 W/kg (tempo médio de exame de crânio de 10 min), 8 W/kg (exame de crânio ou tronco, por grama de tecido, em 5 min) e 12 W/kg (exame de membros, por grama de tecido, em 5 min). Os limites atualmente recomendados para SAR são apresentados na Tabela 10.1.

A FDA reclassificou as instalações de RM. Os locais para realização de exames de corpo inteiro com valores de SAR superiores a 4 W/kg não precisam mais limitar suas capacidades para as imagens de prótons. Locais que empreguem *software* de pesquisa podem ainda precisar de uma autorização. A FDA permite também um critério de atenuação com base na temperatura dos tecidos. É assim que funciona na maioria das clínicas. Para locais onde não são realizadas pesquisas em

**Tabela 10.1** Limites da SAR nos EUA.

Área	Dose	Tempo (em minutos)	SAR (W/kg)
Corpo inteiro	Média	15	4
Crânio	Média	10	3
Crânio e tronco	Por grama de tecido	5	8
Membros	Por grama de tecido	5	12



RM, foram estabelecidas modificações para possibilitar a aquisição de um número maior de cortes nas imagens do corpo. A FDA reconhece a RM como uma ferramenta diagnóstica estabelecida com riscos reconhecidos que são bem controlados pelo *design* e pelo uso do equipamento.

## Efeitos de antena da RF

Os campos de RF podem ser responsáveis por riscos significativos de queimaduras por causa das correntes elétricas produzidas nas alças de condução. Equipamentos de RM, como eletrodos de ECG e bobinas de superfície devem, portanto, ser utilizados com extrema cautela. Ao empregar uma bobina de superfície, o operador precisa ter o cuidado de evitar que qualquer material condutor de eletricidade (*i. e.*, o cabo da bobina de superfície) forme uma alça de condução em si mesmo ou em contato com o paciente. Tecidos ou roupas têm o potencial de se incendiar pelo contato com cabos sem isolamento. A união de uma bobina de transmissão a uma bobina de recepção também pode causar lesões térmicas graves. O engenheiro responsável deve realizar verificações de rotina nas bobinas de superfície, para se certificar de que estão funcionando adequadamente. Em uma conferência na qual foram apresentados os efeitos biológicos e aspectos de segurança em RMN, a New York Academy of Science recomendou que os fios utilizados em sistemas de imagem por RM recebam isolamento elétrico e térmico.

### Lesões térmicas

São muitos os relatos de queimaduras e até mesmo de incêndio associados à exposição a campos de RF na realização de RM. Vários tipos de tatuagem sofreram aquecimento que resultaram em queimadura dos pacientes submetidos a RM. Entretanto, muitas das queimaduras de segundo e de terceiro grau foram associadas à ocorrência de contato de cabos das bobinas com a pele do paciente. Além disso, algumas lesões térmicas localizadas foram observadas após a aquisição de imagens em áreas onde não havia proximidade entre os fios e a lesão. Recentemente, a FDA publicou uma orientação de saúde pública sobre os riscos de queimaduras associados a medicamentos administrados por meio de adesivos transdérmicos (adesivos com folhas metálicas). No documento da FDA sobre lesões associadas à RM, havia o relato de um paciente que fez o exame portando um adesivo com folha metálica em uma perna e que resultou em fagulhas e chamas. Por essa razão o informe técnico do ACR recomenda:

*Quando materiais condutores de eletricidade (como metal, fio, tintas ferromagnéticas para tatuagens etc.) entram no aparelho de RM com o paciente durante o exame, cuidados devem ser tomados na colocação de isolamento térmico (como ar, almofadas etc.) entre o paciente e o material condutor de eletricidade enquanto, simultaneamente, tenta-se (tanto quanto possível) manter o material condutor de eletricidade afastado do contato direto com o paciente durante o exame.*

## Resumo

Há alguns tipos de sequências (FSE, TSE e outras opções [MTI – imagens por transferência de magnetização]) que causam maior preocupação com relação aos efeitos da RF. Vale lembrar que, na medida em que o ângulo de inclinação dobra (p. ex., de 90° para 180°), a energia quadruplica. Em sequências de aquisição FSE ou TSE, em que é formado um trem de ecos de pulsos de 180°, há muito mais energia do que em uma aquisição *spin-eco* com um único pulso de 90° seguido por um pulso de 180°. A boa notícia é que as pesquisas mostram que a exposição do paciente a até 10 vezes mais os níveis recomendados não produz efeitos adversos graves, independentemente da elevação da temperatura cutânea e corporal. À medida que a temperatura corporal se eleva, a pressão sanguínea e a frequência cardíaca também aumentam um pouco. Embora esses efeitos pareçam insignificantes, pacientes com comprometimento dos sistemas orgânicos de termorregulação, hipertensão arterial ou doença cardiovascular podem não ser bons candidatos para RM. Além disso, áreas do corpo que não conseguem lidar ou dissipar o calor (órbitas e testículos) devem ser avaliadas independentemente, porém em sequências de pulso padrão não mostraram



elevação significativa da temperatura. As temperaturas da córnea mostraram elevação entre 0° e 1°C. Entretanto, com o desenvolvimento de sequências de imagem mais rápidas, que aumentam a deposição da RF no paciente, essas áreas precisam ser reavaliadas.

## Campos magnéticos com gradiente

Como discutido no Capítulo 3, os gradientes são utilizados na codificação espacial do sinal. Em algumas sequências servem também para a formação de ecos (*veja* os Capítulos 2 e 5). Os gradientes criam campos magnéticos variáveis no tempo (TVMF) que merecem considerações especiais de segurança, diferentes das relacionadas com a RF e o campo estático.

Os efeitos de TVMF incluem:

- estimulação nervosa periférica
- fosfenos magnéticos
- ruído acústico.

294

## Campos magnéticos variáveis no tempo

Os efeitos biológicos associados à variação de campos magnéticos (TVMF) incluem a indução de voltagem no interior do condutor (ou do corpo humano). Essas voltagens podem resultar em diversos fenômenos, que incluem a estimulação de nervos periféricos e fosfenos magnéticos. Muitas pesquisas estudam os efeitos biológicos de TVMF, porque eles incidem em torno de transformadores de energia e de linhas de alta voltagem. As consequências para a saúde não estão relacionadas com a potência do campo gradiente, mas com as alterações no campo magnético que causam a indução de corrente elétrica. Em RM, há uma preocupação em relação aos nervos, vasos sanguíneos e músculos, que agem como condutores de eletricidade no corpo. A lei da indução de Faraday afirma que campos magnéticos variáveis ( $\Delta B$ ) induzem voltagem elétrica ( $\Delta V$ ) em qualquer meio condutor. As correntes induzidas são proporcionais à condutividade do material e à taxa de mudança (ou mudança no tempo,  $\Delta t$ ) do campo magnético.

$$\Delta B / \Delta T = \Delta V.$$

Na qual:

$\Delta B$  = mudança no campo magnético (causada pela troca de gradientes)

$\Delta t$  = mudança no tempo

$\Delta v$  = mudança na voltagem.

Em RM, esse efeito é determinado por fatores como a duração do pulso, a forma de onda, o padrão de repetição e a distribuição da corrente no organismo. A corrente induzida é maior em tecidos periféricos porque a amplitude do gradiente é maior longe do isocentro magnético.

### Estimulação nervosa periférica

Os efeitos de TVMF variam com a potência, a velocidade e a duração dos pulsos de gradiente. Os efeitos biológicos que variam com a amplitude de corrente incluem alterações transitórias da visão, efeitos irreversíveis de fibrilação cardíaca, alterações na bioquímica celular e consolidação de fratura. À medida que a amplitude e a velocidade do gradiente se elevam, aumentam também os efeitos de TVMF. Por essa razão, existem tipos especiais de sequências (sequências EPI, como perfusão, difusão e a técnica **dependente do nível de oxigênio sanguíneo – BOLD** [*blood oxygen level dependent*]) que aumentam o risco dos efeitos de TVMF. Efeitos experimentados ocasionalmente durante exames de RM com a utilização de técnicas ecoplanares incluem sensações cutâneas leves e contração muscular involuntária. Esse fenômeno é conhecido como estimulação nervosa periférica.

Os limites impostos pela FDA para campos com gradientes são da ordem de 6 T/s para todos os gradientes. Portanto, nesse caso,  $\Delta B$  é de 6 T e  $\Delta t$  é de 1 s. Além disso, a FDA costumava limitar



campos com gradientes axiais a 20 mT/m/s e tempos de surgimento do gradiente a 120 microssegundos ( $\mu$ s). As sequências EPI são a maior preocupação para os efeitos de TVMF, uma vez que fortes gradientes são trocados rapidamente durante esse tipo de aquisição. Desde julho de 2004, esses valores foram aumentados de maneira que as potências do gradiente sejam limitadas àquelas inferiores às “suficientes para provocar desconforto grave ou estimulação nervosa dolorosa”.

### Fosfenos magnéticos

De vez em quando, o paciente apresenta distúrbios visuais incomuns durante o exame de RM. Os efeitos sobre a visão ocorrem quando os fosfatos presentes na retina são estimulados por indução por TVMF. Esse fenômeno é conhecido como fosfenos magnéticos e é descrito como uma sensação de “estrelas nos olhos” ou *flashes* luminosos. Acredita-se que seja resultado da estimulação da retina por um campo magnético externo.

### Ruído acústico

À medida que a corrente atravessa as bobinas de gradiente durante a aquisição de imagens, é criado muito ruído. Embora os níveis de ruído na maioria dos sistemas comerciais sejam considerados dentro dos limites de segurança, podem causar efeitos reversíveis e também irreversíveis. Entre as reações adversas estão a interferência na comunicação, o incômodo do paciente, a perda auditiva transitória e – em pacientes com suscetibilidade a comprometimento auditivo – a perda auditiva permanente.

O ACR recomenda que:

*Todos os pacientes, voluntários, acompanhantes, familiares e profissionais de saúde (essencialmente qualquer pessoa que pretenda entrar na sala de exame durante o processo de aquisição de imagens ou durante a realização do exame) devem receber e ser orientados a usar proteção auricular antes que seja iniciada qualquer atividade no aparelho de RM.*

A proteção pode ser na forma de um plugue auricular ou de fones de ouvido. Os plugues auriculares são um método aceitável e econômico de fornecer proteção e devem ser utilizados regularmente. De modo geral, os plugues auriculares mais simples, feitos de espuma, conseguem atenuar o ruído em 10 dB a 20 dB. Muitos sistemas incluem fones de ouvido para que o paciente possa escutar música durante o exame de RM. Esses dispositivos normalmente são fones de ouvido antirruído, por meio dos quais os pacientes escutam música e não o barulho do gradiente. Contudo, infelizmente, alguns dos fones de ouvido desse tipo são muito grandes em relação ao tamanho da bobina de crânio. O tecnólogo deve, portanto, prestar atenção especial para ajustar o fone de ouvido dentro da bobina de crânio de modo a garantir que cubram adequadamente os ouvidos.

Os fabricantes também estão aprimorando os sistemas de gradiente silenciosos, nos quais ocorre redução significativa do ruído gradiente durante a aquisição de imagens. Como essa alternativa é um *upgrade* do *hardware* e está localizada no próprio aparelho, pode ser uma opção onerosa. Essa aparelhagem antirruído ou de anulação do ruído também é conhecida como *sistema de gradiente silencioso*. Esses sistemas de gradiente silenciosos reduzem o ruído e, ao mesmo tempo, viabilizam uma comunicação melhor entre o operador e o paciente. Essas opções representam as recomendações do ACR para imagens clínicas (em sequências de aquisição aprovadas pela FDA). Contudo, de acordo com as diretrizes do ACR:

*Para sequências de RM que ainda não receberam a aprovação da FDA devem ser utilizados dispositivos de proteção auricular antes de iniciar qualquer sequência. Sem a colocação dos dispositivos, as sequências que não receberam aprovação da FDA não devem ser realizadas em pacientes e voluntários.*

## Resumo

Há algumas alternativas de *hardware* (gradientes de alta velocidade), sequências (EPI, perfusão, difusão, BOLD) e opções de exame (de alta resolução [FOV pequeno, espessura fina do corte e matriz grosseira] combinadas com sequências de imagem rápidas) que aumentam os efeitos



de TVMF. Além disso, como a potência do gradiente aumenta à medida que nos afastamos do isocentro, são as áreas periféricas do corpo as mais suscetíveis aos efeitos de TVMF associados a campos magnéticos com gradientes. De acordo com o ACR, alguns pacientes demandam atenção especial em relação aos efeitos do campo de gradiente (TVMF) associados a sequências EPI (perfusão, difusão, RM funcional, ARM), incluindo: *“Pacientes com fios de implante ou retenção em áreas de sensibilidade anatômica ou funcional (p. ex., miocárdio ou epicárdio, eletrodos implantados no cérebro). Portanto, a decisão de limitar a  $dB/dt$  (razão de mudança do campo magnético) e a potência máxima dos campos magnéticos dos subsistemas gradientes durante a aquisição de imagens nesse tipo de paciente deve ser revisada pelo pessoal de RM de nível 2 ou pelo radiologista responsável pelo caso ou pelo paciente.”*

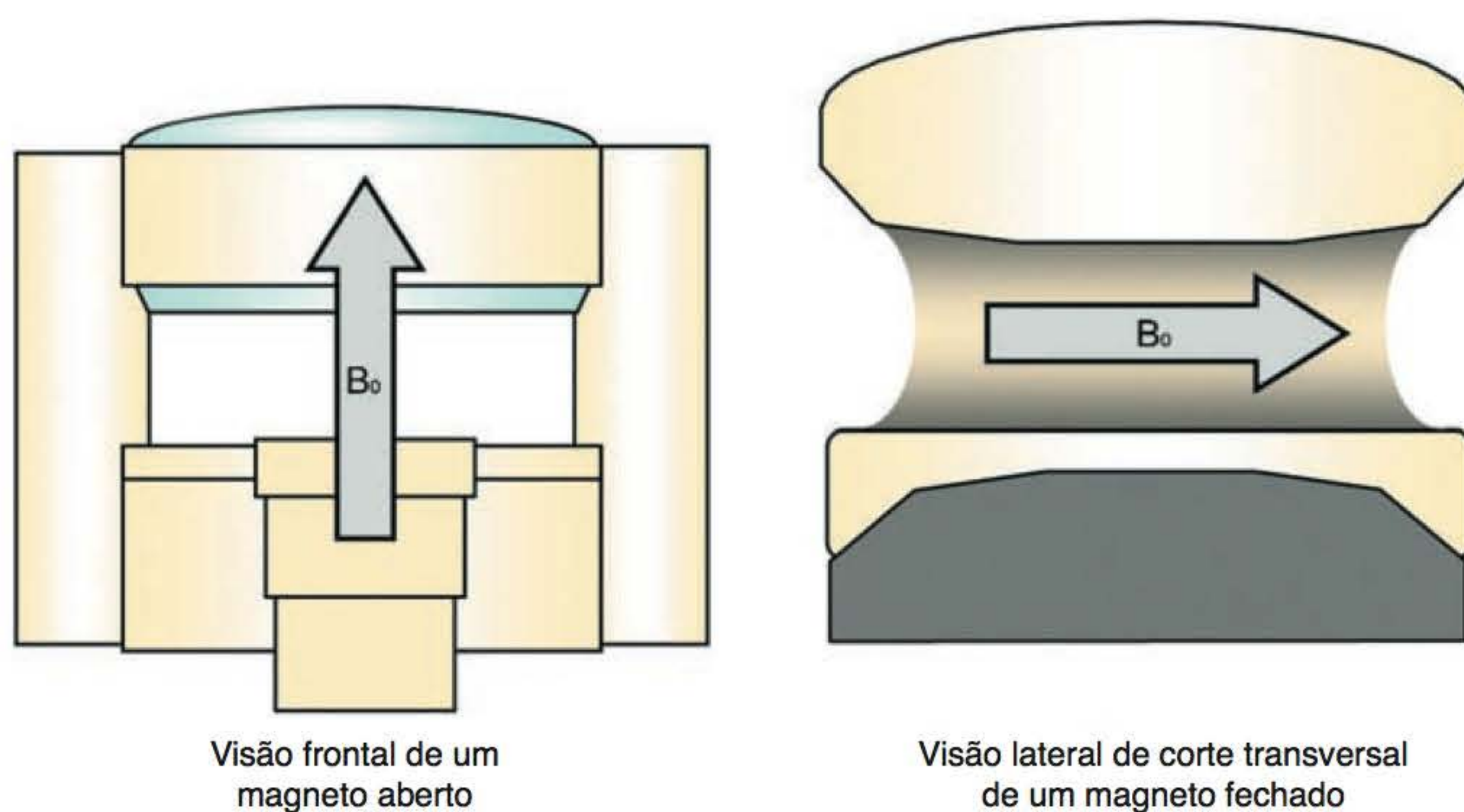
## Campo magnético principal

296

O campo magnético principal (campo estático denominado  $B_0$ ) é o responsável pelo alinhamento dos núcleos. Nos eletromagnetos solenoides o campo geralmente é horizontal, enquanto nos magnetos permanentes, em geral, o campo é vertical (Figura 10.2). Diferentemente dos campos anteriormente descritos (campos de RF e com gradientes), o campo magnético principal é estático. Embora não sejam conhecidos efeitos biológicos a longo prazo associados à exposição a um campo magnético estático, há outras questões de segurança não biológicas que devem ser abordadas, especialmente em decorrência dos riscos de projeção de objetos ferromagnéticos e mau funcionamento dos dispositivos implantados. O limite estabelecido pela FDA para potência do campo magnético estático costumava ser de 2 T para imagens clínicas. Desde julho de 2004, o limite passou a ser de 4 T para recém-nascidos (até 1 mês de vida) e de 8 T para adultos e crianças acima de 1 mês de idade. Para pesquisas, são permitidos campos de potência mais alta, com consentimento informado. Esta seção descreverá as questões de segurança associadas a campos magnéticos estáticos.

## Efeitos biológicos do campo magnético estático

Na área de diagnóstico por imagem, uma preocupação importante é com a possibilidade de efeitos biológicos. Na natureza, o campo magnético terrestre exerce efeito significativo sobre as formas de vida menos complexas. A orientação das bactérias magnetostáticas e o padrão migratório de pássaros (assim como de mamíferos aquáticos e certos tipos de peixes) são influenciados pelo campo magnético de 0,6 G que circunda a Terra. Em RM, já foram observados potenciais elétricos pequenos em grandes vasos sanguíneos que fluem perpendicularmente ao campo magnético estático. A maioria das pesquisas não mostra efeitos sobre o crescimento e a morfolo-



**Figura 10.2** Sentidos do campo magnético estático em um sistema permanente e supercondutor.



gia celulares em campos com potência inferior a 2 T. Dados reunidos pelo National Institute for Occupational Safety, pela Organização Mundial da Saúde e pelo US State Department não apresentam evidências de leucemia ou outro tipo de carcinogênese. No entanto, o *New England Journal of Medicine* relata um crescimento nos casos de leucemia em homens que foram expostos a campos elétricos e magnéticos no estado de Washington (EUA) de 1950 a 1979. Nesses casos, os campos eletromagnéticos foram produzidos por correntes alternadas, o que resultava na alteração dos campos magnéticos. Embora efeitos semelhantes tenham sido detectados em Nova York, em 1987, não foram observadas evidências de reações adversas em pessoas que trabalhavam em aceleradores lineares e que eram expostas a campos magnéticos estáticos. Os poucos relatos de possível carcinogênese parecem controversos, visto que há críticas aos métodos de pesquisa empregados.

### *Campos estáticos abaixo de 2 T*

Embora não tenham sido observados efeitos biológicos em seres humanos expostos a campos de potência inferior a 2 T, efeitos reversíveis foram notados em ECG nessa potência de campo. Pode ser observado um aumento na amplitude da onda T resultante de um efeito magnético hidrodinâmico, produzido quando líquidos condutores como o sangue atravessam um campo magnético. Esse fenômeno, que é proporcional à potência do campo magnético, está relacionado com a lei de indução de Faraday, discutida anteriormente. Além desse efeito, não foram observados efeitos cardiovasculares sérios em pacientes submetidos à RM.

O efeito hemodinâmico é considerado reversível, uma vez que o traçado do ECG retorna ao normal quando o paciente é removido do magneto. Habitualmente, essa não é uma preocupação clínica, na qual o paciente possa sofrer uma lesão, mas uma inconveniência de ordem prática decorrente da alteração na sincronização (*gating*) cardíaca. O efeito magnético hemodinâmico pode apresentar problemas com a sincronização cardíaca, principalmente em campos de alta potência. Na sincronização cardíaca, a aquisição de imagens é sincronizada com os batimentos cardíacos do paciente e deflagrada pela onda R. Quando a amplitude ou a altura da onda T aumenta, o sistema pode ser disparado pela onda T aumentada e não pela onda R. O resultado é a degradação na qualidade da imagem e/ou aumento no tempo total do exame (veja o Capítulo 8). Como solução para essa falta de acurácia, muitos fabricantes modificaram os sistemas de sincronização com ECG para reduzir o efeito de elevação da onda T. Entretanto, qualquer modificação no traçado do ECG pode produzir falsa leitura, se este for usado para monitoramento do paciente. Portanto, é recomendável que os eletrodos de sincronização de ECG não sejam utilizados no monitoramento do paciente. Por isso, quando é necessário o monitoramento do paciente, deve ser empregada a oximetria de pulso.

### *Campos estáticos acima de 2 T*

Já foram observados alguns efeitos biológicos reversíveis em seres humanos expostos a campos de 2 T ou de potência superior, entre eles: a fadiga, a cefaleia, a hipotensão e a irritabilidade. Outro problema em potencial com esses campos de alta potência é o efeito da energia de interação magnética e da orientação celular. Determinadas moléculas, como o DNA, e subunidades celulares, como as hemácias falciformes, apresentam propriedades magnéticas que variam com a direção. Esse é um efeito de importância biológica a uma potência de campo de 2 T resultante da força de tração ou torque exercido sobre essas moléculas. Por essa razão, muitas instituições se mostram relutantes em realizar exames em pacientes com crise de anemia falciforme.

## Quenching

No Capítulo 9, foram descritos os magnetos supercondutores e criogênicos. Os magnetos supercondutores geralmente são eletromagnetos solenoides que foram super-resfriados por um banho em agentes criogênicos. Habitualmente, o hélio líquido é empregado como criogênico a temperaturas muito baixas, da ordem de 4 K, ou aproximadamente  $-269^{\circ}\text{C}$  e perto do zero absoluto (0 K). Em sua forma gasosa, o hélio é um elemento estável mais leve que o ar. Para produzir



o hélio líquido, o gás precisa ser comprimido. Como foi dito no Capítulo 8, são necessários 748  $\ell$  de gás hélio para a produção de um litro de hélio líquido. Em um aparelho com um criostato com capacidade para 1.500  $\ell$ , um escape espontâneo de hélio liberaria na atmosfera mais de 1 milhão de litros de gás. Esse processo é denominado *quenching*, pelo fato de extinguir rapidamente o campo magnético, o que representa uma questão séria de segurança.

O hélio pode escapar acidentalmente do banho criogênico ou esse processo pode ser manualmente provocado, apertando-se um botão, em caso de emergência. À medida que o hélio escapa do criostato, os circuitos do magneto principal param de exibir suas propriedades supercondutoras e a resistência no condutor interrompe o fluxo de corrente. Isso, por sua vez, reduz a zero o campo magnético em um intervalo de poucos minutos. O resfriamento pode causar danos graves e irreparáveis às bobinas supercondutoras e, sendo assim, um *quenching* manual só deve ser realizado quando houver risco iminente à vida ou à saúde.

Na eventualidade de um incêndio, é importante garantir que os bombeiros somente entrem na sala onde se localiza o magneto depois que o campo magnético for completamente extinto. Os tanques de oxigênio podem ser ferromagnéticos e causar graves lesões. Todos os sistemas devem ter um equipamento que possibilite que o hélio escape para fora do ambiente, caso o *quenching* seja necessário. Se essa providência falhar, o hélio será liberado na sala e substituirá o oxigênio do ar. Por essa razão, todas as salas de exame devem ter um monitor de oxigênio que dispare um alarme sonoro se os níveis de oxigênio caírem abaixo de determinado valor. Nessas circunstâncias, é fundamental a evacuação imediata de pacientes e funcionários da área afetada.

Se houver um problema com o ducto de ventilação, a porta interna que dá acesso à sala do magneto pode acabar sendo selada pela súbita diferença de pressão entra a sala do magneto e a sala de controle. Isso resulta do grande volume de gás hélio sendo liberado na sala do magneto. A diferença de pressão pode ser equalizada em uma situação de emergência quebrando-se a janela de vidro que dá para a sala de controle. Para acelerar o processo, muitos sistemas são equipados com um modelo de janela que “salta” e se desprende da armação na eventualidade de aumento da pressão na sala de exame. Depois disso, a porta pode, então, ser aberta da maneira habitual e o paciente pode ser retirado. Se uma situação como essa ocorrer, o paciente deve ser imediatamente removido e avaliado para verificar se sofreu asfixia, hipotermia ou ruptura da membrana timpânica. São efeitos colaterais possíveis resultantes da queda abrupta dos níveis de oxigênio, da redução da temperatura ambiente e da elevação significativa de pressão.

## Campos ultrapotentes

No mundo todo, aproximadamente 85% dos aparelhos empregados em imagens clínicas são sistemas de 1,5 T. Contudo, tem aumentado a demanda por sistemas com campos ultrapotentes, de 3 T ou acima. Muitos desses sistemas foram comercializados para aprimorar a razão sinal-ruído (SNR). A razão sinal-ruído é linearmente proporcional ao quadrado da potência de campo. O sinal induzido na bobina de recepção aumenta como o quadrado de  $B_0$ , então, um sistema de 4 T teria duplo sinal de 1 T.

Há diversas questões de segurança específicas para potências de campo maiores que 1,5 T, tais como:

- aumento da taxa de absorção específica (SAR) da RF em campos de potência mais alta
- falta de pesquisas e testes clínicos (de dispositivos e implantes) em campos de potência mais alta
- experiência clínica limitada em campos com essa potência
- experiência limitada na otimização de protocolos de uso em seres humanos e/ou animais.

É aconselhável evitar a realização de exame (em situações como gravidez e/ou existência de implantes que possam representar uma contraindicação) em campos de tão alta potência até que sejam feitas mais pesquisas ou que se adquira maior experiência clínica. Vale lembrar que pacientes com implantes que possibilitem a realização de RM só devem ser examinados se o dispositivo foi testado na potência de campo específica. Por exemplo, se determinado dispositivo foi testado



e aprovado para ser submetido a um campo com potência de 1,5 T, ele só deve ser examinado nessa potência. Pode ser que esse dispositivo *não* seja seguro para RM em campos de potência mais alta (3 T) e até mesmo de potência mais baixa (p. ex., 1 T). Concluindo, cada dispositivo implantado somente pode ser examinado nas potências de campo nas quais foi testado. *Qualquer* RM é uma decisão clínica, que tem de ser tomada por um médico, caso a caso e sempre estabelecendo a relação entre custo e benefício.

## Campos em franja

O campo magnético que se forma fora do tubo do magneto é conhecido como **campo em franja** ou externo (Figura 10.3). Em determinadas circunstâncias, um campo em franja pode causar morte – existe um caso documentado de torque em um clipe de aneurisma ferromagnético. Os riscos dos campos em franja estão relacionados com a localização dos sistemas de RM. O campo magnético estático não respeita limites de confinamento por paredes, assoalhos e teto convencionais. Por essa razão, é necessária a blindagem do campo magnético. Uma blindagem ativa garante que uma linha de 5 gauss (G) seja contida dentro da sala onde se encontra o magneto.

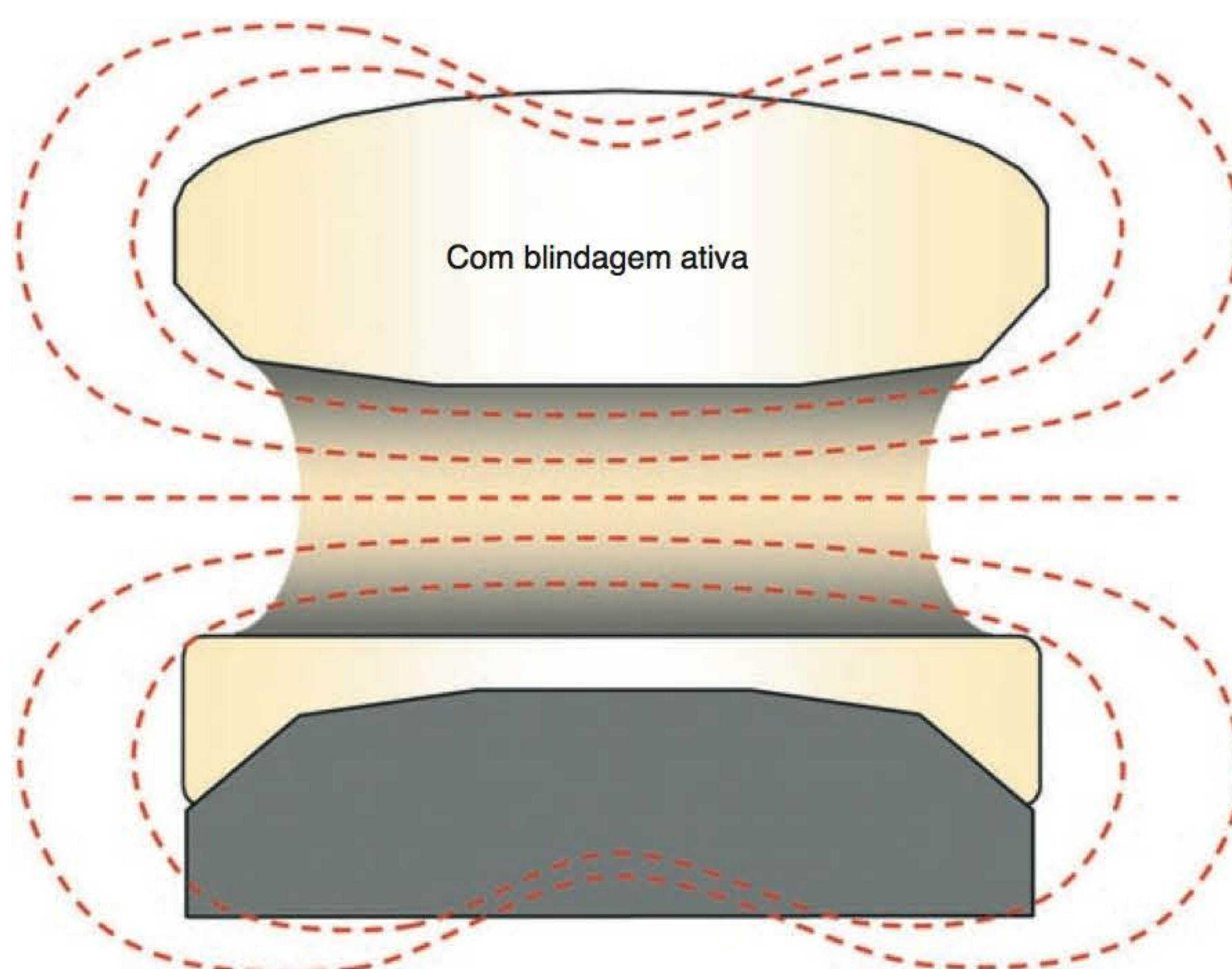
299

### Forças no ambiente de RM

Duas forças fazem com que objetos e materiais ferromagnéticos se movam quando se encontram próximos a um campo magnético estático. Essas forças são denominadas translacional e rotacional.

A força rotacional é responsável pela movimentação ou torção de cliques de aneurisma quando submetidos ao campo do magneto. O torque no clipe pode ter consequências devastadoras, como hemorragia intracraniana e morte. A força rotacional aumenta à medida que o dispositivo se aproxima do isocentro magnético.

A força translacional é responsável pela projeção violenta de objetos ferromagnéticos atraídos pelo aparelho de RM. A força translacional aumenta à medida que o objeto se aproxima do isocentro magnético.



**Figura 10.3** Campo em franja.



## Projéteis

Objetos metálicos ferromagnéticos podem ser arremessados como um projétil quando existe um campo magnético estático forte. Isso é conhecido como **efeito míssil**, em que um objeto como, por exemplo, um tanque de oxigênio, se torna um míssil. Vale lembrar que pequenos objetos como cliques de papel e grampos de cabelo têm velocidade final de quase 65 km/h quando atraídos por um campo de 1,5 T, o que representa um sério risco tanto para o paciente quanto para qualquer outra pessoa na sala de exame. A força com a qual um projeto é arremessado em direção a um campo magnético é proporcional à potência do mesmo, à proximidade do magneto, à massa do objeto e ao material de que é feito. Há vários aparelhos e instrumentos médicos que, inadvertidamente, podem entrar na sala de RM. Mesmo instrumentos cirúrgicos, como hemostatos, tesouras e pinças, embora confeccionados de material conhecido como o aço inoxidável cirúrgico, são fortemente atraídos pelo campo magnético principal (Figura 10.4).

300

Tanques de oxigênio também são extremamente magnéticos e *nunca* devem ser levados a uma sala de exame. No entanto, já existem no mercado tanques de oxigênio não ferrosos, que recebem classificação de seguros ou condicionais para RM. Bolsas de imobilização devem ser testadas com um magneto manual, uma vez que algumas são preenchidas com limalha de aço altamente ferromagnética e não com areia. Para evitar a ocorrência de tragédias decorrentes do arremesso de projéteis, todos os dispositivos devem ser testados e considerados seguros antes de entrar na sala de exame.

## Considerações sobre as instalações

A decisão de comprar e instalar um novo sistema de RM pode ser intimidante. É preciso avaliar a estrutura arquitetônica, bem como dimensões, custos, materiais, componentes mecânicos e elétricos, e tudo isso levando-se em consideração as questões de segurança em relação à RM. Esta seção descreverá as instalações e zonas de segurança em RM.

### Planejamento do local

Há muitas decisões difíceis que precisam ser tomadas para a instalação de um sistema magnético. Considerações sobre segurança, como a localização do campo magnético, o peso do



**Figura 10.4** A força translacional é responsável pela atração de objetos ferromagnéticos, como tesouras de aço inoxidável.



sistema e as demandas energéticas, serão discutidas nesta seção. Considerações adicionais sobre a arquitetura e o planejamento para instalação do sistema incluem:

- fonte de energia adequada (e restrições de energia para uma área específica)
- ar condicionado
- blindagem contra RF e campo estático
- sistema de ventilação da sala
- estruturas adjacentes à unidade de RM.

Alguns locais apresentam restrições de ruído e de energia, e, nesse caso, esses não seriam a melhor escolha para a instalação do sistema. Além disso, áreas onde estão localizados grandes componentes metálicos (ou objetos metálicos em movimento) também podem representar um desafio importante para a segurança e a efetividade das instalações de RM. Por exemplo, uma área em que passe uma linha de metrô no subsolo oferece o risco de variações e heterogeneidades no campo magnético estático, que podem prejudicar a qualidade da imagem (dependendo dos horários dos trens). Embora isso pareça sem sentido, considerações cuidadosas sobre essas questões, antes da compra de um magneto, previnem gasto e desperdício desnecessários. As exigências arquitetônicas incluem:

- reforço da estrutura
- dimensões espaciais
- componentes mecânicos e elétricos
- considerações sobre o campo magnético (potência do campo estático e do campo em franja)
- zonas de segurança.

A questão primária associada à instalação de um novo sistema de RM é se deve ser instalado em um prédio que já existe ou se deve ser feita uma nova construção. As implicações do custo de uma nova edificação são consideráveis. Frequentemente, a potência de campo do magneto, e do campo em franja resultante, é um fator de limitação importante. Atualmente, não existem propriamente diretrizes para determinar a potência de campo “perfeita”. Na verdade, a potência de campo recomendável depende da população de pacientes e das indicações clínicas que o centro médico espera oferecer. Cada instalação precisa avaliar o objetivo do sistema, e as considerações sobre sua localização, para que a melhor potência de campo seja determinada. Por exemplo, em muitos casos, um sistema de baixa potência (0,3 T) é adequado para a aquisição de imagens. Contudo, se forem necessárias aquisição de imagens de alta velocidade, aquisição de imagens de alta resolução e/ou espectroscopia, o sistema demanda um campo de pelo menos 1,5 T. A potência do campo é importante porque, à medida que cresce, em geral aumenta também o tamanho do campo em franja (dependendo da configuração do magneto). A blindagem controla esse problema, mas também representa um custo adicional à instalação da unidade.

## Segurança para os dispositivos dentro e fora da sala de exame

Além das estruturas *dentro* da sala de exame, a segurança do pessoal, o equipamento, as estruturas e os monitores *fora* da unidade também têm de ser levados em consideração. O campo estático é tridimensional e se estende para cima, para baixo e para os lados do magneto. A potência do campo magnético diminui com o cubo da distância do magneto, portanto, todos dispositivos de monitoramento e o computador devem estar localizados além da linha de 5 G. Além disso, a entrada da unidade e a área em torno do edifício têm de estar fora da influência do campo magnético, para evitar que portadores de marca-passo (ou outros dispositivos implantados que não são seguros para RM) inadvertidamente penetrem no campo. A construção de muros em torno do edifício, em geral, é suficiente.

Unidades de RM móveis, colocadas em caminhões, envolvem considerações de segurança adicionais. Em primeiro lugar, precisam obedecer às leis de trânsito e circulação (como peso e dimensões do caminhão) e também levar em consideração o campo em franja. Além disso, o local onde o caminhão estiver estacionado precisa ter uma fonte de energia adequada, piso nivelado e estrutura forte o suficiente para sustentar o peso do caminhão e da carga.



Como em qualquer instalação de RM, devem ser verificadas as condições de refrigeração e ar condicionado para o computador e seus componentes. É essencial verificar também a exaustão do hélio em caso de *quenching*, a fonte de energia e as dimensões apropriadas da sala e da porta. Deve ser instalada a blindagem adequada contra RF e devem ser feitas verificações para garantir que monitores e computadores próximos não interfiram com a resolução da imagem. O planejamento das instalações deve prever uma rota em linha reta de evacuação para um local onde os equipamentos de emergência possam funcionar adequadamente.

Em resumo, a instalação completa deve ser projetada considerando a segurança do paciente e do pessoal. Com frequência, a melhor maneira de se conseguir isso é a colocação de portas de segurança magneticamente controladas em todos os acessos ao campo magnético. É importante também que sejam feitas verificações e avaliações regulares pelo serviço de engenharia, além da orientação contínua do pessoal. Formação e treinamento em segurança são muito importantes para proteger a saúde dos profissionais que trabalham com RM, mas também para o pessoal auxiliar, como funcionários do hospital, da manutenção, limpeza, bombeiros, policiais, atendentes e/ou qualquer indivíduo que possa, inadvertidamente, entrar no ambiente de RM. O planejamento cuidadoso e o suporte diligente de uma instalação de RM oferecem um ambiente seguro tanto para o paciente quanto para os funcionários.

## Zonas de segurança nas instalações de RM

Desde que começaram a ser feitos exames de imagem por RM, já ocorreram diversos acidentes devastadores e até mesmo fatais. Por essa razão, o International MR Safety Committee estabeleceu recomendações para as áreas próximas da sala de exame e para seu entorno.

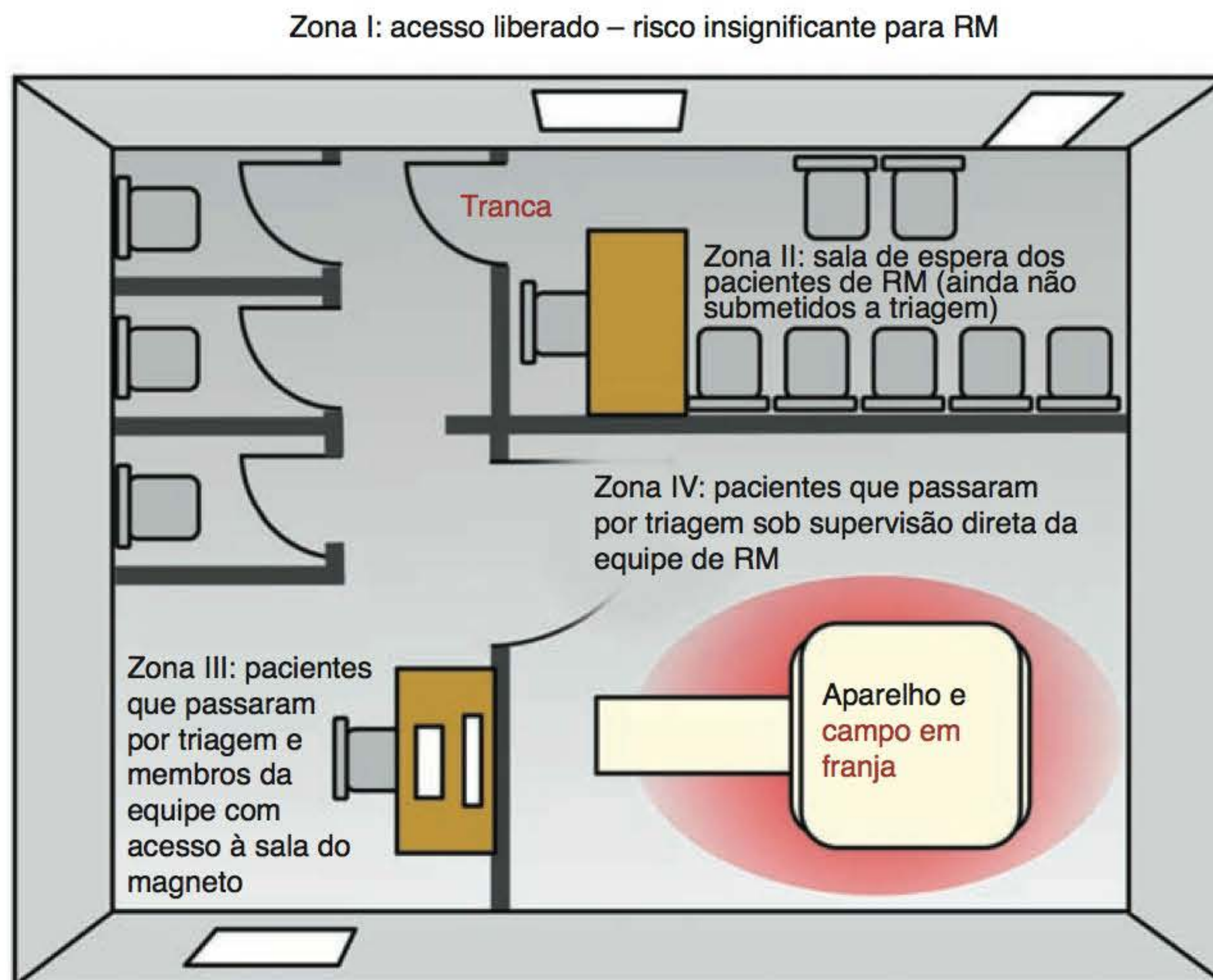
Na tentativa de uniformizar as regras de segurança entre as diversas instituições, o informe técnico do ACR recomenda que cada instituição estabeleça “zonas” bem delimitadas (Figuras 10.5 e 10.6). O objetivo é controlar o acesso ao sistema de RM e ao campo magnético, e evitar incidentes nesse ambiente. As zonas de segurança são definidas a seguir.

- Zona I
  - inclui as áreas em que o acesso é liberado a qualquer pessoa
  - geralmente inclui o estacionamento, o saguão etc.
  - todos os funcionários têm acesso livre à Zona I



**Figura 10.5** Zona III (conhecida como “zona morna”) e Zona IV (conhecida como “zona quente”) mostradas em fotografia de um aparelho de 1,5 T.





**Figura 10.6** Zoneamento recomendado pelo informe técnico do ACR para segurança em RM. Observe que deve haver um acesso com tranca entre a Zona II e a Zona III.

- Zona II
  - faz a interface entre a área de acesso liberado da Zona I e a área controlada da Zona III
  - deve haver uma tranca e sinais de aviso (até mesmo luminosos) entre a Zona II e a Zona III
  - em geral, é a sala de espera do paciente
  - todos os funcionários têm acesso à Zona II, contudo, deve haver uma pessoa treinada em RM que controle a entrada e evite o acesso de pessoas não autorizadas nas Zonas III e IV
- Zona III
  - o acesso à Zona III é restrito, com limitações
  - é nesta área em que o livre acesso de pessoas não selecionadas e/ou objetos e equipamentos ferromagnéticos pode resultar em lesões graves e até em morte
  - geralmente se constitui do vestiário e/ou da sala de controle; esta área deve ser cuidadosamente monitorada, uma vez que faz a interface com a Zona IV
  - somente funcionários de nível 2 podem acompanhar funcionários de nível 1 até essa área. Os funcionários de nível 2 devem manter contato visual e/ou verbal com os funcionários de nível 1, enquanto estes permanecerem nas Zonas III ou IV
- Zona IV
  - somente pacientes de RM cuja seleção já foi realizada e sob supervisão constante e direta da equipe de RM, pois existe risco ao paciente: aquecimento, efeitos da antena de RF, efeito míssil e anoxia decorrente do *quenching* por falha nos ductos de ventilação
  - somente funcionários de nível 2 podem acompanhar funcionários de nível 1 até essa área. Os funcionários de nível 2 devem manter contato visual e/ou verbal com os funcionários de nível 1, enquanto estes permanecerem nas Zonas III ou IV.

## Orientações de segurança

Com o passar dos anos, ficou claro que havia pouca uniformidade no nível de treinamento de pessoas para trabalhar com RM. Na tentativa de fornecer treinamento apropriado para o prestador de saúde adequado, o ACR “classificou” esses profissionais de acordo com seu nível de



treinamento em segurança em RM. Atualmente esse é o padrão aceito para fornecer treinamento e formação para qualquer pessoa com acesso a uma sala de exame, incluindo todos os profissionais diretamente envolvidos na RM, como tecnólogos, radiologistas, pessoal de enfermagem e outros profissionais de saúde. Existe também uma grande quantidade de indivíduos em funções auxiliares, que trabalham diretamente com RM, como recepcionistas, funcionários da manutenção, da limpeza etc. Muitos centros que funcionam dentro de hospitais fornecem treinamento para todos os empregados durante o processo de contratação. É aconselhável também que o cuidador do paciente, bombeiros, pessoal de serviços de emergência, policiais e qualquer pessoa que eventualmente possa ser exposta a um ambiente de RM receba orientações sobre os riscos reais e potenciais de um campo magnético estático (pelo menos de nível 1).

## Nível de treinamento em segurança dos funcionários

304

O nível de treinamento estabelece o tipo de acesso permitido ao funcionário no ambiente de RM. Para identificar as pessoas com treinamento extensivo em aspectos mais abrangentes de segurança em RM, o informe técnico do ACR recomenda a classificação dos funcionários por “níveis”. São os níveis de treinamento que definem as responsabilidades aceitáveis para cada funcionário no ambiente de RM.

- **Pessoal de outras áreas** – essencialmente, não é necessário treinamento em RM (inclui pacientes, visitantes ou funcionários que não preencham os critérios de funcionários de níveis 1 e 2).
- **Nível 1** – indivíduos que tenham sido aprovados nas orientações mínimas de segurança que garantam sua própria segurança para trabalhar na Zona III (p. ex., funcionários da unidade de RM, atendentes).
- **Nível 2** – indivíduos com treinamento mais extensivo e orientação mais ampla sobre os aspectos de segurança relacionados com a RM, incluindo questões sobre possibilidade de aquecimento, queimaduras, excitação neuromuscular direta resultante da troca rápida de gradientes etc. (p. ex., tecnólogos, radiologistas, equipe de enfermagem).

## Como proteger o público em geral dos campos em franja

É recomendável que o público em geral (pessoas que não receberam orientação apropriada e não passaram por triagem para os efeitos do campo magnético) não seja exposto a campos com potência maior que 5 G. Por esse motivo, muitos centros de imagem são instalados de modo que, nas áreas comuns (Zona I), o campo fique abaixo dessa potência, e que as áreas expostas a campos acima dessa intensidade sejam inacessíveis (trancadas) ou bem sinalizadas (com placas). Esta seção discutirá as questões de segurança para o paciente, a triagem de pacientes e os dispositivos de triagem.

## Triagem do paciente e dos funcionários

A triagem do paciente e do pessoal é a maneira mais efetiva de evitar potenciais riscos à segurança dos pacientes. Por isso, *todos* os pacientes e funcionários têm de passar por uma triagem, como se eles mesmos fossem ser examinados, antes de entrarem na sala do exame (Zona IV). Pacientes e funcionários com objetos possivelmente ferromagnéticos no corpo devem ser examinados com rigor para evitar sérios riscos à saúde e incidentes. O ambiente controlado pode ser mantido pelo questionamento e orientação cuidadosos de todos. Essa triagem geralmente é feita por meio de um questionário (ou formulário de triagem) que tem de ser preenchido e documentado por todas as pessoas que serão expostas ao campo magnético. A International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM; [www.ismrm.org](http://www.ismrm.org)), o ACR ([www.acr.org](http://www.acr.org)), o *site* [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com) sobre segurança e o Institute for Magnetic Resonance Safety, Education,



and Research (IMRSE; [www.imrser.org](http://www.imrser.org)) já publicaram modelos de questionários (ou formulários de triagem) que podem ser utilizados ou adaptados pela instituição. Na verdade, é recomendável que os modelos sejam “baixados” da internet e implantados sem modificações, para que informações importantes não sejam perdidas.

A triagem tem de ser feita em qualquer um que ingresse na sala de exame (Zona IV), incluindo pacientes, acompanhantes, equipe e visitantes. O IMRSE também recomenda que a triagem seja realizada por “profissionais treinados” (nível 2) e que cada indivíduo passe por mais de uma triagem (uma pelo preenchimento do formulário e outra, pelo menos uma vez, verbalmente, em entrevista individual). Além disso, *todas as pessoas* devem passar pela triagem *todas as vezes* em que adentrarem a sala de exame e esse procedimento deve ser documentado.

De acordo com o informe técnico do ACR, todos os acessos ao campo magnético devem estar sinalizados (incluindo o campo em franja) para impedir a entrada de objetos ferromagnéticos na sala de exame. A sinalização deve estar presente no acesso à Zona II e também entre a Zona II e a Zona III. É recomendável também que seja colocado um sinal luminoso no acesso à Zona III, avisando que “o campo magnético está ligado”, com luzes vermelhas.

## Equipamentos de triagem (ímãs manuais e detectores de metal)

Detectores de metal e ímãs manuais são empregados como auxiliares da triagem verbal. Deve ser observado, porém, que a sensibilidade desses dispositivos não garante a ausência de metal ou que o objeto cuja atração pelo magneto manual seja insignificante comporte-se do mesmo modo quando exposto a um magneto de 3 T.

O uso desses dispositivos, portanto, deve ser feito com cautela.

## Implantes e próteses

Implantes metálicos representam a possibilidade de lesões mais graves, que incluem torque, aquecimento e formação de artefatos na imagem. Antes de realizar a RM, é preciso identificar qualquer procedimento cirúrgico a que o paciente tenha sido submetido. Esta seção fornece uma visão geral de alguns tipos de implantes e próteses, e serve apenas de introdução aos efeitos dos dispositivos mais comumente implantados quando expostos a um campo magnético. Especialmente porque as especificações de implantes e próteses mudam com regularidade, é recomendável que, antes de qualquer RM, o tecnólogo recorra a uma listagem atualizada dos dispositivos aprovados para RM. Uma lista completa e atualizada de próteses e implantes compatíveis pode ser encontrada no endereço de internet [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com).

É importante ressaltar, porém, que se um implante foi testado e considerado seguro para determinada potência de campo, a aquisição de imagens deve ser feita somente nessa potência de campo – nem mais alto, nem mais baixo. A varredura de cada dispositivo tem de ser feita sempre nas mesmas condições em que foi testado. Por exemplo, se o dispositivo foi testado na potência de campo de 1,5 T, então pode ser examinado a 1,5 T, e não em campos de 1 T ou de 3 T. As seguintes características estão incluídas nos testes mas não os limitam:

- torque e aquecimento
- funcionalidade do dispositivo
- interferência na qualidade da imagem
- formação de artefatos
- segurança associada àquele dispositivo específico.

## Torque e aquecimento

Determinados implantes metálicos têm mostrado um torque considerável quando expostos a um campo magnético. A força ou torque exercido sobre pequenos e grandes implantes metálicos pode ter efeitos graves, e implantes sem ancoragem podem se movimentar aleatoriamente pelo



corpo. Um dos fatores que determina a força a ser exercida sobre os implantes quando colocados no campo magnético é o tipo de metal empregado em sua confecção. Embora implantes metálicos não ferrosos causem pouco ou nenhum desvio no campo, eles podem provocar aquecimento significativo, por sua incapacidade de dissipar o calor causado pela absorção de radiofrequência. Entretanto, experimentos com calor não mostraram aumento excessivo de temperatura nos implantes. Contudo, se um tipo específico de implante (como o estimulador cerebral profundo, classificado como condicional para RM) tiver critérios determinados segundo os quais deva ser escaneado (potência de campo específica, configuração específica da bobina de RF, limite específico para SAR, limitação específica do gradiente e potência de campo estático específica), esses critérios *têm de* ser obedecidos. Existem relatos de queimaduras profundas no cérebro quando os critérios foram ignorados.

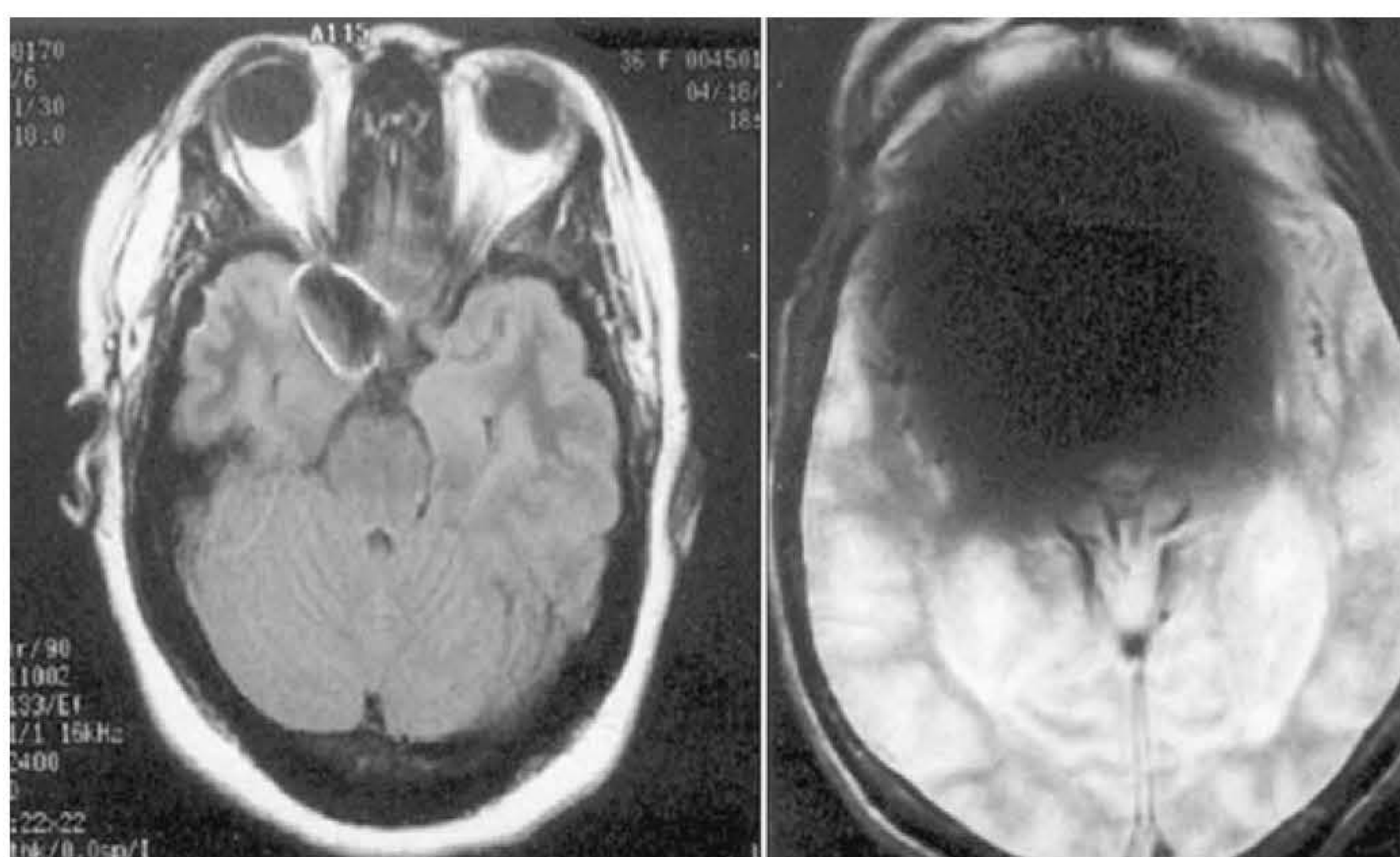
## Artefatos provocados por implantes metálicos

306

Embora os artefatos não possam ser considerados como efeitos biológicos do procedimento de RM, interpretações equivocadas das imagens podem ter consequências graves. O tamanho do implante metálico, o tipo de metal utilizado (mais ou menos ferromagnético), a sequência de pulso e alguns parâmetros de aquisição de imagem utilizados determinam o tamanho do artefato mostrado na imagem da RM. Observe que o artefato na imagem à direita (Figura 10.7) é significativamente maior que o da imagem à esquerda, embora o clipe de aneurisma seja do mesmo tamanho em ambas as imagens. Nesse caso, o artefato tem um tamanho maior na imagem à direita porque a sequência GE utilizada é mais sensível à suscetibilidade magnética do que a sequência *spin-eco*. Esse tipo de clipe é contraindicado para a realização de RM, e o paciente não deve ser encaminhado para a RM.

### Clipes vasculares intracranianos

Determinados clipes de aneurisma intracranianos constituem contraindicação absoluta para a RM. A movimentação do clipe pode danificar o vaso, resultando em hemorragia, isquemia e/ou morte. Os clipes confeccionados com titânio têm sido usados e já se mostraram seguros para RM. Atualmente a maioria dos clipes vasculares intracranianos é considerada condicional para RM. O IMRSER recomenda considerar insegura a RM de pacientes com clipes intracranianos a



**Figura 10.7** Imagens axiais do cérebro em paciente com clipes vasculares intracranianos, obtidas com sequência *spin-eco* (à esquerda) e gradiente-eco (à direita). O artefato de suscetibilidade é muito maior na imagem gradiente-eco.



menos que o dispositivo seja “*reconhecidamente seguro*”. Por esses motivos, todos os dispositivos implantados, sobre os cliques vasculares intracranianos, devem ser adequadamente identificados antes que o paciente ingresse na sala de exame.

### *Molas, filtros e stents intravasculares*

Vários dispositivos intravasculares já foram testados e se mostraram condicionais para RM. Embora apresentem deflexão no campo magnético, esses dispositivos geralmente se incorporam à parede vascular algumas semanas após o implante, tornando improvável seu deslocamento. Sendo assim, é considerado seguro realizar uma RM na maioria dos pacientes com dispositivos intravasculares, sempre que houver um intervalo razoável entre o implante e o exame. Como em qualquer outro tipo de dispositivo, a decisão tem de ser individualizada antes da realização da RM.

### *Cliques vasculares extracranianos*

Já foram testados vários clampes de artéria carótida e todos apresentaram deflexão no campo magnético. Contudo, o desvio foi pequeno em comparação com o movimento pulsátil nas artérias carótidas. Os cliques extracranianos tendem a ser recobertos por tecido fibroso ou cicatricial após a cirurgia. Muitas instituições recomendam que a RM seja postergada até 4 a 6 semanas após o procedimento cirúrgico, porém, em uma situação de emergência, o exame provavelmente pode ser realizado antes desse prazo. Os procedimentos devem ser avaliados caso a caso.

### *Ports vasculares*

Entre os muitos *ports* vasculares implantados testados, apenas alguns apresentaram deflexão mensurável no campo magnético. Os desvios foram considerados insignificantes em relação às aplicações desses dispositivos. Portanto, é provavelmente seguro o exame de pacientes com *ports* vasculares implantados.

### *Próteses valvares cardíacas*

Diversos tipos de próteses valvares cardíacas já foram avaliados em relação à suscetibilidade magnética e mostraram deflexão insignificante no campo magnético. O desvio é mínimo se comparado com o movimento pulsátil cardíaco regular. Portanto, embora pacientes com próteses valvares cardíacas sejam considerados condicionais para RM, recomenda-se uma avaliação criteriosa do tipo de prótese utilizada, pois algumas delas podem ter sua integridade comprometida pela exposição a um campo magnético.

### *Próteses e materiais odontológicos*

Diversos implantes dentários já foram testados e 12 deles apresentaram deflexão mensurável no campo magnético, sendo grande parte considerada segura para RM. Embora a maioria dos aparelhos odontológicos não seja significativamente influenciada pelo campo magnético, artefatos de suscetibilidade podem comprometer a qualidade da imagem, especialmente em sequências gradiente-eco. Certos dispositivos odontológicos são magneticamente ativados, portanto, representam risco potencial para a RM, e para o próprio dispositivo.

### *Implantes penianos*

Somente um, entre nove implantes penianos testados, apresentou deflexão mensurável do campo magnético. É improvável que o implante em questão, o Dacomed Omniphase®, cause lesões graves ao paciente, mas pode se tornar desconfortável, devendo assim ser considerado um procedimento de imagem alternativo. A maioria dos implantes penianos atuais é confeccionada com material plástico.

### *Implantes otológicos*

Três implantes cocleares testados mostraram atração pelo campo magnético e foram ativados eletrônica ou magneticamente. Portanto, são definitivamente contraindicados para RM. Alguns pacientes com implantes otológicos recebem um cartão de aviso para evitar a RM.



## Implantes oculares

Diversos implantes já foram testados e apenas dois apresentaram desvio quando expostos a um campo magnético estático de 1,5 T. O Fatio eyelid spring® pode causar desconforto, e o implante retiniano pode lesionar o olho por ser produzido com um tipo ferromagnético de aço inoxidável.

## Corpos estranhos ferrosos intraoculares

Os corpos estranhos intraoculares de material ferroso são causa de grande preocupação em RM. É comum que pacientes que trabalham com folhas de metal tenham fragmentos dentro ou em torno dos olhos. Como o campo magnético exerce uma força sobre qualquer tipo de objeto ferromagnético, um pequeno fragmento metálico pode se deslocar e causar lesão nos olhos e tecidos adjacentes. Fragmentos intraoculares pequenos podem passar despercebidos em uma radiografia convencional. No entanto, um estudo mostrou que fragmentos com dimensões de  $0,1 \times 0,1 \times 0,1$  mm podem ser detectados nas radiografias convencionais. Além disso, fragmentos com dimensões entre  $0,1 \times 0,1 \times 0,1$  mm e  $0,3 \times 0,1 \times 0,1$  mm foram examinados nos olhos de animais de laboratório sob um campo de 2 T. Somente os fragmentos com  $0,3 \times 0,1 \times 0,1$  mm sofreram deslocamento, mas não chegaram a causar danos clínicos observáveis. Portanto, embora a tomografia computadorizada (TC) seja mais acurada na detecção de pequenos corpos estranhos, uma radiografia comum pode ser suficiente no rastreamento de corpos estranhos ferrosos intraoculares com dimensões suficientes para causar danos oculares.

O formulário de triagem da ISMRM pergunta ao paciente: “Você já foi ferido nos olhos por um objeto de metal?” A pergunta é feita para indicar que se alguma vez o paciente teve metal em seus olhos e considera que todos os fragmentos tenham sido removidos, mas, ainda assim, deve ser realizada uma radiografia simples. É recomendável também que sejam feitas duas incidências das órbitas oculares. Uma é a incidência posteroanterior a  $20^\circ$  (Water) e outra é uma incidência lateral ou duas incidências de Water com olhos voltados para cima e depois para baixo. O informe técnico do ACR ainda recomenda a radiografia simples (duas incidências).

## Munição: bala, projétil, estilhaços

Ao considerar o exame de pacientes que possam ter algum tipo de projétil de arma de fogo ou estilhaço de projétil no corpo, há duas questões importantes: o que e onde? Por motivos óbvios, é imperativo saber de que material o projétil é feito. De acordo com o informe técnico do ACR:

*Muitos tipo de balas (projéteis ou estilhaços) já foram testados e poucos apresentaram propriedades ferromagnéticas. Dos 21 testados, apenas quatro demonstraram deflexão significativa no campo magnético. Destes, três foram feitos fora dos EUA, e dois continham cobre ou chumbo recoberto com liga de cobre e níquel. Embora tais munições apresentem propriedades ferromagnéticas e obviamente se movam quando expostas a um campo magnético, elas não agravaram a lesão do paciente, pois estavam localizadas em partes do corpo que não representavam estruturas ou órgãos vitais.*

Independentemente do material, mais importante é saber onde o projétil está localizado. Se o paciente foi alvejado no músculo glúteo, e o projétil está alojado profundamente, é improvável que a deflexão do projétil cause o agravamento da lesão. Se, no entanto, o projétil estiver alojado próximo à medula espinal, mesmo uma deflexão pequena pode resultar em sérias complicações. “É aconselhável extremo cuidado no exame de pacientes com ferimentos por projétil de arma de fogo ou estilhaços, e também é importante conhecer a localização do metal no corpo.”

Outra questão relacionada com qualquer implante metálico é a possibilidade do surgimento de artefatos de suscetibilidade nas imagens da RM. O tamanho dos artefatos é variável e depende do tipo de metal, dimensões do objeto, tipo e parâmetros do exame. Na munição fabricada com ligas metálicas, os artefatos podem comprometer a qualidade da imagem. Como é de se suspeitar, projéteis não ferromagnéticos mostram artefatos entre leves e moderados, enquanto projéteis ferromagnéticos apresentam artefatos mais significativos nas imagens de RM. Na tentativa de evitar lesões posteriores ao paciente ou uma qualidade de imagem que não seja boa, os casos devem ser individualmente considerados.



### Implantes, materiais e dispositivos ortopédicos

Nenhum dos 15 dispositivos ortopédicos testados apresentou deflexão quando expostos ao campo magnético. Entretanto, um grande implante metálico, como uma prótese de quadril, pode ser aquecido pelas correntes induzidas no metal pelos campos magnéticos e de radiofrequência. O aquecimento, no entanto, parece ser leve. A maioria dos implantes ortopédicos foi submetida a exame por RM sem incidentes.

### Clipes e pinos cirúrgicos

Clipes cirúrgicos abdominais geralmente são seguros para RM porque são recobertos por tecido fibroso, porém produzem artefatos proporcionais a seu tamanho e podem causar distorções na imagem. Aconselha-se que, se possível, o procedimento seja postergado até 4 ou 6 semanas após a cirurgia, embora possa não ser necessário. Como sempre, os pacientes devem ser avaliados individualmente. De acordo com o informe técnico do ACR:

*Grampos cirúrgicos e suturas metálicas superficiais: pacientes com grampos cirúrgicos e suturas metálicas superficiais que precisem realizar uma RM podem fazê-la se os grampos cirúrgicos e as suturas metálicas superficiais não forem de material ferromagnético e não estejam no volume anatômico da deposição da RF do exame a ser realizado. Se os grampos cirúrgicos e suturas metálicas superficiais estiverem no volume irradiado por RF para o exame, recomendam-se diversas precauções, incluindo avisar o paciente e colocar compressas frias sobre os grampos na pele.*

### Colete ortopédico e outros aparelhos externos semelhantes

Os coletes ortopédicos representam fatores de risco, que incluem deflexão com deslocamento subsequente do colete, aquecimento por absorção de RF, indução de corrente elétrica nos anéis do colete, arco elétrico e artefatos graves que podem inutilizar as imagens adquiridas. Já existem no mercado coletes ortopédicos de material não ferroso e não condutor que são condicionais para RM. Portanto, considerando os riscos em potencial associados a coletes ortopédicos, é aconselhável identificar o tipo de aparelho antes de proceder à RM.

### Dispositivos implantados ativados elétrica, magnética ou mecanicamente ou que são condutores elétricos

Determinados dispositivos implantados são contraindicados para a aquisição de imagens de RM por serem ativados elétrica, magnética ou mecanicamente. Cada dispositivo deve ser avaliado caso a caso. Entre eles, estão:

- marca-passo cardíaco
- implantes cocleares
- expansores de tecido
- próteses oculares
- implantes dentários
- neuroestimuladores
- estimuladores de crescimento ósseo
- desfibrilador cardíaco implantável
- bombas de infusão implantáveis.

A função desses implantes pode ser comprometida pela exposição ao campo magnético. Sendo assim, pacientes portadores de tais dispositivos não devem passar por exames de RM. Além disso, os dispositivos que dependem de magnetização para serem afixados ao corpo do paciente (como esfíncter magnético, plugues magnéticos de estoma, dentaduras magnéticas e próteses magnéticas) podem se desmagnetizar, portanto, podem representar uma contraindicação para RM.



## Equipamentos e monitores para RM

Existem critérios específicos pelos quais dispositivos auxiliares são considerados seguros para RM. Entre os critérios recomendados pela ISMRM, estão:

- aprovação pela FDA
- declaração do fabricante
- testes anteriores.

Provavelmente é mais seguro não confiar apenas na palavra e testar cada dispositivo antes de pôr em risco a segurança do paciente.

## Marca-passos

310

Até recentemente, *todos* os marca-passos cardíacos eram considerados uma contraindicação absoluta para RM. Mesmo campos com potências baixas como de 5 G podem ser suficientes para causar deflexão, alterações na programação e fechamento do interruptor de lâminas (*reed switch*) que converte o marca-passo para um modo de assincronia. Além disso, pacientes que tiveram seus marca-passos removidos podem ainda ter a fiação no interior do corpo. Esses fios podem funcionar como uma antena e, por meios de correntes de indução, causar fibrilação cardíaca. Por esse motivo, costumava haver limites para a varredura de pacientes com fiação implantada.

Atualmente, pode ser aceitável a varredura de determinados pacientes com a fiação implantada (e cujo marca-passo já foi removido) sempre que os fios tiverem sido cortados próximos à pele e não enrolados para fora do tórax. Como acontece com qualquer dispositivo implantado, a avaliação deve ser feita caso a caso. Se o benefício supera o risco, pode ser aceitável realizar a aquisição de imagens de RM. Para questões específicas relacionadas com as imagens desse tipo de paciente, encaminhe perguntas para o endereço de internet [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com). Devem ser colocados sinais de aviso na linha de 5 G para evitar a exposição de qualquer pessoa portadora de marca-passo ou outro tipo de implante eletrônico.

## Exame de pacientes portadores de marca-passos cardíacos contraindicados para RM

Algumas instituições conseguiram realizar a aquisição de imagens de pacientes de marca-passos não dependentes sem incidentes. Se determinada instituição pretende fazer a varredura de um paciente com marca-passo cardíaco, são vários os critérios específicos a serem observados, incluindo:

- o paciente não é dependente do marca-passo
- o paciente está clinicamente apto a passar pelo exame
- existe um radiologista, cardiologista e representante da empresa de marca-passo disponível antes, durante e após o exame RM.

Para não haver risco de incidir em erro, no entanto, a maior parte dos centros médicos ainda não faz a varredura de pacientes portadores de marca-passo.

## Exame de pacientes com marca-passos cardíacos de uso condicional para RM

Recentemente um novo marca-passo cardíaco condicional para RM teve seu uso aprovado pela FDA. Contudo, esse dispositivo tem critérios específicos segundo os quais deve ser feito o exame (limite específico para SAR, limitação específica do gradiente e potência específica do campo estático). Esses critérios *têm* de ser obedecidos. Além disso, existem ajustes no marca-



passo e critérios de aquisição de imagem que *têm* de ser seguidos durante o exame. Para informações completas e atualizadas sobre o exame de pacientes portadores de marca-passo cardíaco, acesse o endereço de internet [www.mrisafety.com](http://www.mrisafety.com).

## Condições do paciente

### Gestantes

Até o momento não se conhece nenhum efeito biológico da RM sobre o feto. Contudo, diversos mecanismos poderiam causar reações adversas como resultado da interação entre campos eletromagnéticos e fetos em desenvolvimento. O processo de divisão celular, que ocorre durante o primeiro trimestre de gestação, é mais suscetível a esses efeitos.

A FDA determina a rotulagem dos sistemas de RM para indicar que é seguro quando utilizados para aquisição de imagens de fetos e lactentes. A recomendação atual da FDA é a seguinte: “Se a obtenção de imagens por métodos não ionizantes (como ultrassonografia) não for a melhor opção, ou se a informação obtida por uma RM evitar a realização de procedimentos mais invasivos (como radiografia, TC e angiografia, para citar alguns), a RM é aceitável.” Considerando os altos riscos em potencial que as gestantes representam no geral, muitas instituições optam por adiar o exame até depois do primeiro trimestre de gravidez e, após esse período, obter um termo de consentimento informado da gestante antes da realização do exame. Além disso, o American College of Obstetricians and Gynecologists recomenda que a avaliação das gestantes seja individualizada. O comitê da Society of Magnetic Resonance Imaging Safety sugere que: “Gestantes ou mulheres sob a suspeita de gravidez devem ser identificadas antes de fazer uma RM para avaliar os riscos relativos e os benefícios do exame.”

Graças ao extraordinário contraste intrínseco dos tecidos moles e à alta resolução das imagens da RM e às poucas questões relacionadas com a segurança, a RM está sendo mais realizada na avaliação de fetos e/ou de gestantes. A RM pode ser realizada quando se suspeita de anormalidade do feto ou da mãe, nos quais outros métodos de exame diagnóstico não ionizante (como a ultrassonografia) são inadequados. Sequências FSE *single shot* podem ser realizadas para a avaliação do feto, da placenta, do útero, das tubas uterinas (pesquisa de torção), do colo do útero e de outras estruturas pélvicas femininas. Em alguns casos, a RM fetal conseguiu diagnosticar lesões no feto, o que possibilitou a realização de uma cirurgia *in utero* e o resultado foi o nascimento de um bebê saudável.

No Reino Unido, as diretrizes do National Radiological Protection Board (NRPB) especificam que: “seria prudente não realizar a RM durante o primeiro trimestre de gravidez.” No entanto, muitos fetos que passaram por RM, desde 1983, não apresentaram anomalias ao nascimento nem após os 4 anos de idade.

A maioria das aquisições de imagem em RM é realizada em campos com potência de até 1,5 T. Tem havido um aumento na disponibilidade de sistemas de imagem com campo ultra-altos (3 T ou mais). Entretanto, por diversas razões de segurança – incluindo gravidez –, tem havido pouca ou nenhuma pesquisa em seres humanos ou animais em campos dessa potência. Portanto, é aconselhável evitar o exame em campos ultra-altos até que mais pesquisas tenham sido realizadas ou maior experiência clínica tenha sido adquirida.

Atualmente, o contraste com gadolínio geralmente é evitado nos exames de gestantes. Pesquisas realizadas com fêmeas de babuíno grávidas mostraram que o gadolínio consegue atravessar a placenta e penetrar no líquido amniótico. Neste caso, o gadolínio presente no líquido amniótico é ingerido pelo feto, filtrado pelo sistema urinário e novamente ingerido. Como não existem dados de pesquisa sobre a segurança dos quelatos de gadolínio e sobre sua capacidade de permanecer intacto, é prudente evitar sua administração durante a gravidez. Embora o exame de fetos tenha se tornado mais comum, ainda é recomendado que seja evitado o uso de gadolínio em gestantes. Como todos os outros pacientes, as gestantes devem ser examinadas quanto à



possibilidade de doença renal antes da administração de gadolínio. Para obter mais informações sobre segurança do gadolínio, fibrose sistêmica nefrogênica e taxas de filtração glomerular (TFG) aceitáveis, consulte o Capítulo 11.

## Profissionais de saúde gestantes

As instituições estabelecem diretrizes individuais para gestantes que trabalham em ambiente de RM. O comitê de segurança da ISMRM estabelece que funcionárias gestantes podem entrar com segurança na sala de exame, mas que devem sair durante a aplicação de RF e campos com gradientes (intervalo em que o sistema está operante). Contudo, em alguns lugares, a recomendação é que as funcionárias se mantenham completamente longe de campos magnéticos durante o primeiro trimestre de gravidez.

312

Existe uma pesquisa que mostra que não há aumento na incidência de abortos espontâneos em médicas e enfermeiras que trabalham com RM (a incidência natural de aborto espontâneo é de aproximadamente 30%). A partir dessa pesquisa, a unidade que desenvolveu o trabalho alterou sua política para possibilitar que uma radiologista ou tecnóloga gestante pudesse preparar o paciente, mas não permanecer durante a aquisição de imagens.

Já foi sugerido que funcionárias informadas tomem suas próprias decisões. Nos EUA, essa recomendação foi influenciada por uma decisão legal sobre os direitos de funcionárias gestantes em ambientes de risco. Cada mulher tem de decidir se permanece na unidade ou, se possível, vai para outro setor do departamento de radiologia. Contudo, deixar um ambiente que provavelmente é seguro e ir para outro sabidamente perigoso não é aconselhável. Essas sugestões podem ser alteradas com o aumento no uso de sistemas com campos ultra-altos.

## Emergências clínicas

Em qualquer unidade de saúde, a instalação de RM deve ser equipada com equipamento de emergência (carro de parada cardíaca). No entanto, é necessário cuidado porque muitos desses equipamentos são extremamente perigosos em um ambiente de RM. Por essa razão, em uma situação crítica, recomenda-se que o paciente seja rapidamente removido do campo magnético antes que sejam iniciados os procedimentos de reanimação.

## Monitoramento do paciente

O comitê de segurança da ISMRM recomenda que todos os pacientes sejam monitorados “verbal e visualmente”. Quando isso não for possível, o paciente precisará de monitoramento mais rigoroso com oximetria de pulso. Entre eles, estão pacientes não responsivos, comatosos, inconscientes, sedados, com comprometimento auditivo, com problemas de voz, que não conseguem se comunicar no idioma e pacientes pediátricos. O ECG usado para sincronização cardíaca não é aceitável para monitorar o paciente, uma vez que foi modificado para compensar os efeitos magnéticos sobre a hemodinâmica.

## Política de segurança

O informe técnico do ACR sobre segurança faz as seguintes recomendações para todas as instalações de RM.

## Criação, implantação e manutenção de políticas e procedimentos de segurança atualizados para RM

1. Todas as instalações de RM (clínicas e de pesquisa), independentemente do formato do magneto ou da potência do campo magnético, incluindo as áreas de diagnóstico, pesquisa, intervencionista e/ou cirúrgica, devem manter políticas de segurança específicas.



2. Tais políticas e procedimentos devem ser constantemente revisados, devendo ser introduzida qualquer alteração significativa dos parâmetros de segurança para ambiente de RM (p. ex., acréscimo de gradientes mais rápidos ou mais fortes ou pesquisas de ciclo de trabalho de RF mais altas), e atualizados de acordo com a necessidade. No processo de revisão, devem ser considerados recomendações e padrões nacionais e internacionais, antes da criação de diretrizes, políticas e procedimentos locais.
3. Cada centro diagnóstico deve nomear um diretor clínico para RM cujas responsabilidades incluem garantir que diretrizes de uma prática segura em RM sejam estabelecidas e mantidas atualizadas. É responsabilidade da administração garantir que procedimentos e políticas estabelecidos pelas diretrizes de segurança para a prática de RM sejam implantadas e obedecidas o tempo todo por todos os funcionários.
4. Os procedimentos devem ser realizados de tal maneira que qualquer evento adverso, incidente relacionado com a segurança em RM ou “quase incidentes” que ocorram na instalação de RM possam ser encaminhados ao diretor clínico em tempo hábil (p. ex., em um período de 24 h ou 1 dia útil após a ocorrência) e avaliados no sentido de aprimorar continuamente a qualidade do serviço. Deve ser ressaltado também que, nos EUA, a instituição é responsável por informar à FDA qualquer evento adverso ou incidente ocorrido, por meio do programa MedWatch. O ACR apoia essa determinação e considera que essa providência é importante para todos os profissionais de RM, com o objetivo de criar e manter um banco de dados consolidado desse tipo de evento para nos ajudar a aprender mais sobre eles de maneira a poder evitar sua ocorrência futura.

## Dicas de segurança

Apresentamos aqui algumas dicas para manutenção de um ambiente seguro para os pacientes e seus acompanhantes.

- Antes de agendar um horário para o paciente, verifique com o próprio – ou com o médico assistente – se ele é portador de marca-passo ou de qualquer outro dispositivo implantado contraindicado para RM; se não for possível realizar esta verificação de antemão, uma radiografia do crânio ou do tórax mostrará cliques de aneurisma ou marca-passo cardíaco, respectivamente
- Quando o agendamento está sendo feito, qualquer informação relevante relacionada com aspectos de segurança e detalhes do procedimento deve ser incluída. Isso diminui no paciente o medo do desconhecido
- Tente fazer da sala de espera um ambiente calmo e acolhedor
- Realize uma triagem cuidadosa do paciente e de qualquer pessoa que o esteja acompanhando até a sala de exame. A triagem deve incluir perguntas sobre procedimentos cirúrgicos anteriores, lesão ocular envolvendo objetos metálicos e uso de marca-passo
- Certifique-se de que tanto o paciente quanto seu acompanhante removam cartões de crédito e qualquer item metálico, chaves, adereços etc.
- Verifique se o paciente apresenta *piercing* (vale lembrar que qualquer parte do corpo pode ter um *piercing*)
- Tatuagens podem aquecer durante a aquisição de imagens. Uma compressa fria úmida colocada sobre a tatuagem funciona muito bem como dissipadora de calor. Maquiagem definitiva nos olhos é uma contraindicação, pois o calor pode causar lesão ocular
- Cintos e sutiãs devem ser removidos, mesmo que não sejam constituídos de materiais ferrosos e que não estejam diretamente sob o campo de imagem. Podem aquecer e comprometer a qualidade da imagem por alterarem de modo localizado o campo magnético
- Solicite ao paciente que troque de roupa e vista a camisola fornecida pela instituição, uma vez que essa é efetivamente a única maneira de se ter certeza de que ele retirou todos os objetos que pudessem representar perigo



- O paciente deve ser sempre inquirido novamente antes de ser conduzido ao campo magnético, independentemente de quantas verificações tenham sido feitas antes. É responsabilidade do radiologista manter a segurança no ambiente de RM
- Tenha sempre em mente que o paciente provavelmente desconhece os efeitos do magnetismo e os riscos em potencial
- Pacientes muito ansiosos ou debilitados, particularmente, podem não ser capazes de fornecer informações corretas. Seja extremamente cuidadoso com esse tipo de paciente. Se tiver qualquer dúvida sobre sua segurança, *não exponha o paciente ao campo magnético*.

Como qualquer outro procedimento clínico, a decisão de realizar ou não o exame é de responsabilidade do médico. Qualquer decisão médica deve ser individualizada e se basear na relação entre o risco e o benefício para o paciente.

## Referência bibliográfica

Shellock FG, Woods TO, Crues JV (2009) MRI labeling information for implants and devices: explanation of terminology. *Radiology* **253**:26–30 (available as a pdf file on [www.IMRSE.org](http://www.IMRSE.org)).



# 11

## Agentes de Contraste em RM

- Introdução, 315
- Mecanismo de ação dos agentes de contraste, 315
- Rotação molecular, 317
- Interações dipolo-dipolo, 317
- Suscetibilidade magnética, 318
- Relaxividade, 320
- Segurança no uso do gadolínio, 322
- Outros agentes de contraste, 325
- Aplicações atuais do gadolínio, 327
- Conclusão, 334

### Introdução

O contraste de imagem e os parâmetros que o controlam em RM foram discutidos em detalhes no Capítulo 2. Como a água apresenta alta intensidade de sinal em imagens ponderadas em T2, frequentemente a patologia é avaliada empregando esse tipo de ponderação. O tecido patológico costuma ter muitos *spins* livres de água, sendo assim, as imagens ponderadas em T2 apresentam contraste intrínseco de boa qualidade entre a patologia e o tecido normal. No entanto, em determinadas patologias o alto contraste fornecido pelas imagens ponderadas em T2 não é suficiente para a detecção acurada de lesões. Para aumentar ainda mais o contraste, são administrados agentes de realce que alteram de maneira seletiva os tempos de relaxamento T1 e T2 de alguns tecidos.

### Parâmetros

Diversos parâmetros influenciam o contraste inerente da imagem obtida na RM. Entre eles destacamos: **parâmetros de contraste intrínsecos** (sobre os quais não se tem controle, como os tempos de relaxamento T1 e T2 e a densidade protônica relativa dos tecidos); e **parâmetros de contraste extrínsecos** (que podem ser controlados, como TR, TE, TI e ângulo de inclinação) (veja o Capítulo 2).

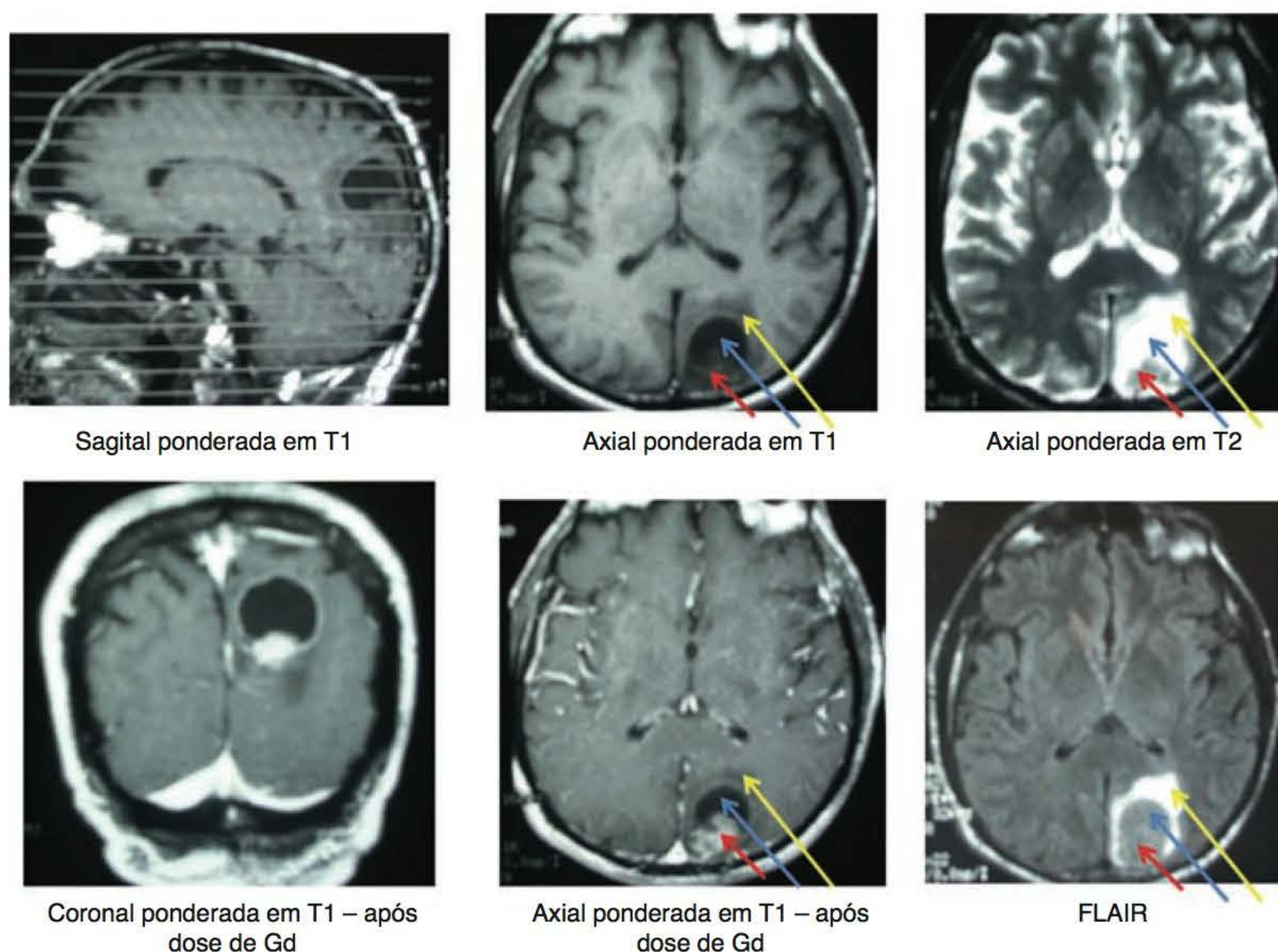
### Mecanismo de ação dos agentes de contraste

Em imagens obtidas por RM são os mecanismos de relaxamento que determinam o contraste da imagem. Tecidos com tempo de relaxamento longo apresentam imagens diferentes dos com tempos de relaxamento curtos. Na RM, os meios de contraste se baseiam em sua capacidade de influenciar o campo magnético local e, conseqüentemente, os tempos de relaxamento T1 e T2 dos tecidos. Por isso, os meios de contraste empregados em RM consistem em agentes com suscetibilidade magnética variável. Os agentes de contraste mais utilizados são à base de gadolínio. Como elemento químico, o gadolínio (Gd) é classificado como ferromagnético; contudo, quando usado como agente de contraste, o gadolínio se *liga* ou forma um quelato com outras substâncias. Como elemento ferromagnético, o gadolínio é muito tóxico; no entanto, pode se



tornar seguro por meio de ligação ou quelação a outras moléculas (que serão descritas mais adiante, neste capítulo). Na temperatura corporal, os quelatos de gadolínio são paramagnéticos e apresentam um efeito positivo baixo sobre o campo magnético local. O resultado é que os agentes à base de gadolínio encurtam o tempo de relaxamento T1 e as lesões aparecem brilhantes nas imagens ponderadas em T1 (Figura 11.1). Esse tipo de quelato é denominado *agente T1*. Contudo, agentes à base de gadolínio também encurtam os tempos de relaxamento T2 e podem produzir imagens com áreas escuras ponderadas em T2. Tradicionalmente, óxidos de ferro superparamagnéticos eram empregados para a aquisição de imagens do fígado, mas atualmente não são utilizados com muita frequência. Portanto, este capítulo enfatizará apenas a discussão sobre o uso de agentes de contraste à base de gadolínio.

Embora os parâmetros intrínsecos não possam ser alterados, eles podem sofrer influências, as quais podem ser obtidas por meio de modificações na potência do campo estático e na tempera-



**Figura 11.1** Vários tipos de contraste usados na MR. *No alto à esquerda* (sagital em T1), *no alto e no meio* (axial em T1), *no alto à direita* (axial em T2), *abaixo à esquerda* (coronal em T1, após dose de Gd), *abaixo no meio* (axial em T1, após dose de Gd), *abaixo à direita* (FLAIR). Observe que a lesão na porção posterior do cérebro apresenta diversos componentes (tumor, cisto e edema). Na imagem ponderada em T1, toda a lesão aparece escura, enquanto na imagem ponderada em T2 toda a lesão aparece brilhante. As três setas mostram os três componentes desta lesão específica. A *seta vermelha* indica o tumor (com realce de gadolínio), a *seta azul* indica o componente cístico da lesão e a *seta amarela* indica o edema que circunda o componente cístico. Observe que a aquisição de imagens com diferentes contrastes, combinada com o uso de agentes de contraste, fornece diversas informações sobre esta lesão complexa. Note ainda que o realce da lesão na imagem axial ponderada em T1 após a administração de gadolínio é diferente do realce na imagem coronal ponderada em T1 após a administração de gadolínio. A imagem axial foi adquirida logo após a injeção e depois foi obtida a imagem coronal. O aumento de contraste na imagem do plano coronal provavelmente se deve ao atraso relativo após a dose injetada. Por isso, é recomendável que se realizem duas aquisições, em planos diferentes, após a administração de gadolínio, especialmente no caso de lesões do SNC. As duas aquisições servem para avaliação da arquitetura e da hemodinâmica da lesão. A arquitetura (visualizada em planos ortogonais) fornece dados sobre o formato da lesão, e a hemodinâmica, sobre as características do realce de contraste (fluxo sanguíneo até a lesão).



tura. Como a temperatura do paciente se altera, o tempo de relaxamento T1 e o de decaimento T2 se alteram também. Além disso, à medida que o  $B_0$  se eleva, T1 aumenta com ele e T2 diminui. As modificações nos campos magnéticos locais (no interior dos tecidos) também alteram os tempos de relaxamento T1 e T2, e, por conseguinte, o contraste da imagem em RM. Tanto o tempo de recuperação T1 quanto o tempo de decaimento T2 são influenciados pelo campo magnético que passa pelo núcleo. O campo magnético local responsável por esses processos é causado por:

- campo magnético principal
- flutuações provocadas pelos momentos magnéticos de *spins* nucleares de moléculas adjacentes.

Essas moléculas estão em rotação, e a taxa de rotação das moléculas é uma propriedade característica de uma solução que depende de:

- viscosidade da solução
- temperatura da solução.

Agentes de contraste à base de gadolínio podem afetar os tempos de relaxamento de T1 e T2. Portanto, se T1 for encurtado, T2 também será encurtado, e vice-versa. Como consequência, o gadolínio pode ser administrado para encurtar tanto o tempo de relaxamento de T1 quanto T2. Uma redução à metade no tempo de relaxamento T1 (originalmente 2.000 ms na água), por exemplo, resulta em menos 1.000 ms no tempo T1. Quando um agente parece ter um efeito maior sobre as imagens ponderadas em T1, chamamos este agente de agente T1. O gadolínio é um exemplo desse tipo de agente. Contudo, o gadolínio também pode causar encurtamento do T2\*. Esse efeito é, no entanto, muito menor do que os efeitos de encurtamento em T1, e sobre T2 ocorre tão rapidamente que o efeito só é percebido de maneira transitória quando o agente de contraste passa primeiro pelo leito capilar (veja Imagem de perfusão, no Capítulo 12).

## Rotação molecular

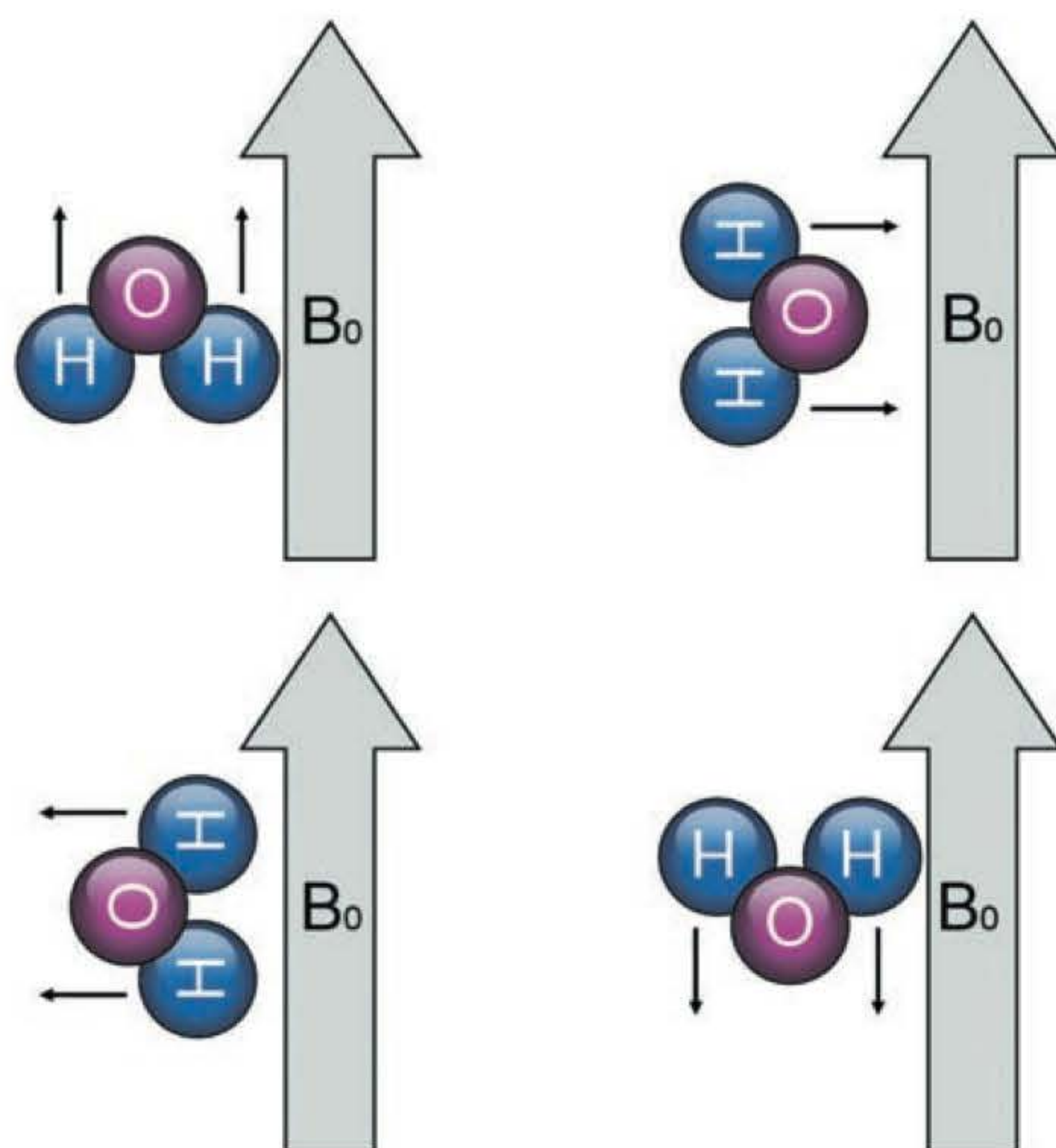
Durante qualquer discussão sobre os princípios de RM, o movimento de *spin* (precessão e/ou vibração) do núcleo é descrito (veja o Capítulo 1). De fato, a molécula como um todo vibra quando existe um campo magnético (e não apenas o núcleo). Quando uma molécula específica (como  $\text{CH}_3$ , gordura; ou  $\text{H}_2\text{O}$ , água) vibra a uma taxa igual ou próxima da frequência de Larmor, o tempo de relaxamento T1 é eficiente, ou curto. Por exemplo, a molécula de gordura vibra em um valor muito próximo ao da frequência de Larmor, portanto tem um tempo de relaxamento T1 curto.

As moléculas em rotação criam flutuações no campo magnético local. A Figura 11.2 ilustra a vibração de moléculas de água. Na imagem à esquerda, na qual a molécula de água se encontra no interior do campo magnético, no tempo 1, os momentos magnéticos ( $\mu$ ) dos núcleos de hidrogênio são adicionados ao  $B_0$ ; durante o tempo 2, não existe nenhum efeito, uma vez que os momentos magnéticos estão perpendiculares ao  $B_0$ ; e no tempo 3, eles se impõem ao  $B_0$ , portanto, subtraem (ou produzem um efeito negativo) o campo aplicado  $B_0$ . Por outro lado, durante o tempo 4, não existe nenhum efeito, uma vez que os momentos magnéticos estão perpendiculares ao  $B_0$ . Essa rotação, portanto, resulta em flutuações locais do campo magnético (campo mais forte no tempo 1, sem alteração no tempo 2, mais fraco no tempo 3, sem alteração no tempo 4, e assim por diante). Para desacelerar a taxa de rotação, e consequentemente reduzir os tempos de relaxamento, pode ser feita a introdução de gadolínio.

## Interações dipolo-dipolo

A água vibra muito mais rápido do que a frequência de Larmor, resultando em relaxamento ineficiente e tempo de relaxamento T1 longo (escuro nas imagens ponderadas em T1). Se uma molécula que vibra com um grande momento magnético for colocada na presença de *spins* da





**Figura 11.2** Movimento (*tumbling*) de moléculas de água. No alto, à esquerda (tempo 1); abaixo, à direita (tempo 2); abaixo, à esquerda (tempo 3); abaixo, à direita (tempo 4).

água, ocorrem flutuações no campo magnético local. No caso de moléculas de quelato de gadolínio, essas flutuações têm valores próximos aos da frequência de Larmor e, portanto, os tempos de relaxamento T1 dos *spins* adjacentes podem sofrer redução (brilhante em imagens ponderadas em T1). Esse é o efeito que ocorre quando agentes de contraste com momentos magnéticos grandes entram em contato com *spins* na água. O tempo de relaxamento da água é reduzido de maneira que, realçando as lesões (como tumores associados à água livre), elas aparecem brilhantes nas imagens ponderadas em T1.

## Suscetibilidade magnética

Ao se avaliar a adequação dos agentes de contraste, sua suscetibilidade magnética deve ser levada em consideração. A suscetibilidade magnética é uma propriedade fundamental da matéria que é definida como a capacidade que o campo magnético externo tem de afetar o núcleo de um átomo e/ou magnetizá-lo. Entre os efeitos da suscetibilidade magnética, estão o diamagnetismo, paramagnetismo, superparamagnetismo e ferromagnetismo. Como foi discutido no Capítulo 9:

- substâncias diamagnéticas, como ouro e prata, apresentam efeitos negativos leves sobre o campo magnético local no interior do núcleo
- substâncias paramagnéticas, como os quelatos de gadolínio, apresentam efeito positivo sobre o campo magnético local
- substâncias superparamagnéticas, como os óxidos de ferro, apresentam grandes momentos magnéticos, suscetibilidade positiva (maior que das substâncias paramagnéticas) e criam distúrbios importantes nos campos magnéticos locais
- substâncias ferromagnéticas, como o ferro, apresentam alta suscetibilidade positiva, adquirem grandes momentos magnéticos quando colocados em um campo magnético e retêm a magnetização mesmo após a remoção do campo externo.



## Agentes T1

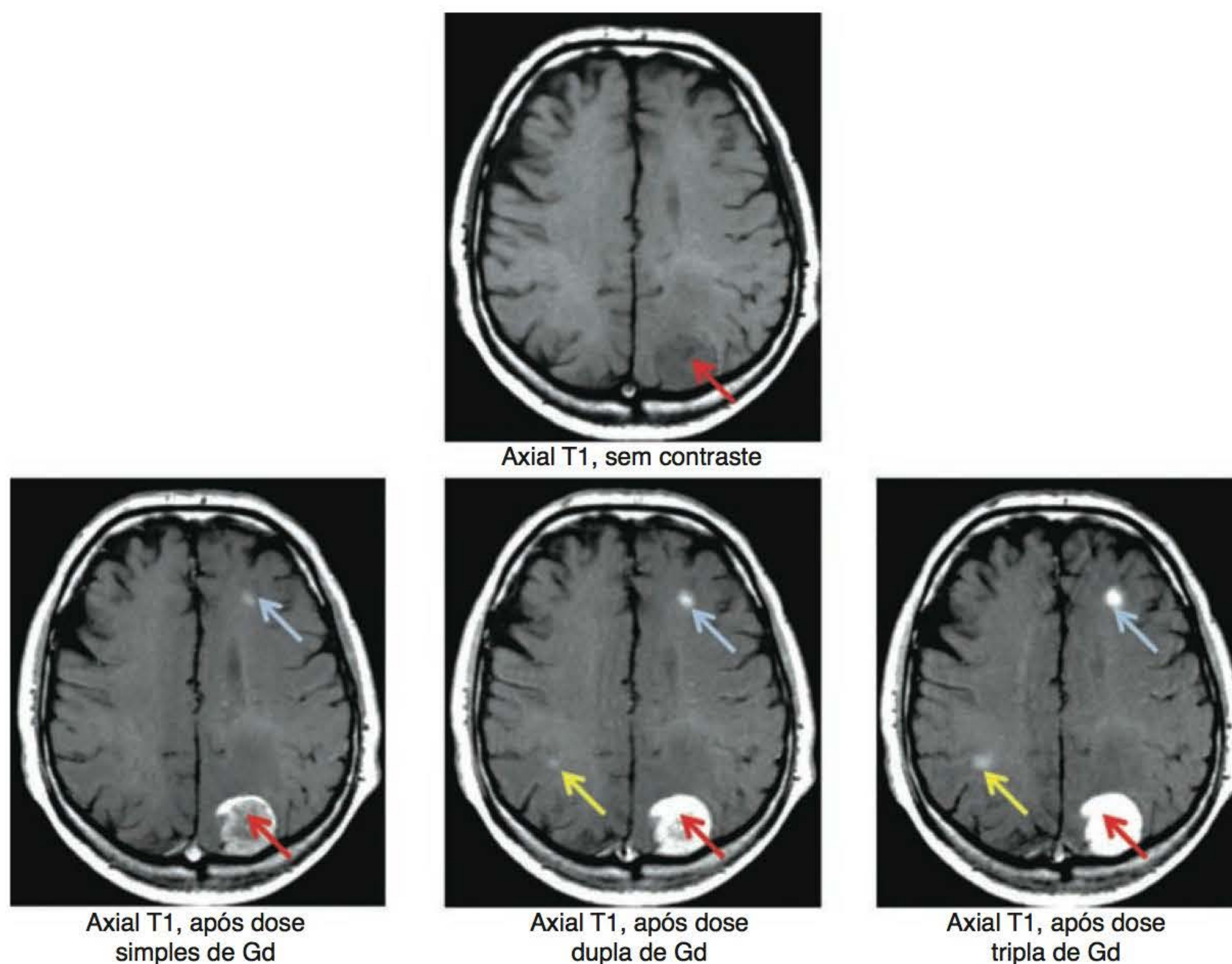
Como substâncias paramagnéticas têm suscetibilidade magnética positiva, constituem uma escolha adequada para um agente de contraste em RM. O gadolínio, que quimicamente é um elemento trivalente da família dos lantanídeos (grupo das terras-raras), é ideal porque em sua configuração espacial apresenta sete elétrons não pareados e a capacidade de possibilitar uma troca rápida em um volume de água. Elétrons não pareados têm um momento magnético ( $\mu$ ) que é 500 mil vezes maior que o do próton de hidrogênio. É esse grande momento magnético que cria as flutuações nos campos magnéticos locais.

A água no interior do organismo (como a água livre associada a tumores) tem rotação muito mais rápida que a da frequência de Larmor, resultando em um relaxamento ineficiente (tempos de relaxamento T1 e T2 mais longos).

Quando a rotação molecular cria as flutuações no campo magnético em um valor de frequência próximo à frequência de Larmor, o tempo de relaxamento T1 dos *spins* da água nas adjacências é reduzido. Isso resulta no aumento da intensidade do sinal da água em imagens ponderadas em T1. Por isso, o gadolínio é conhecido como um **agente de realce em T1**. Outros agentes de contraste em T1 incluem o manganês – agente de administração intravenosa usado na aquisição de imagens hepáticas; e hélio hiperpolarizado – um agente T1 utilizado na avaliação da ventilação pulmonar (veja a Figura 11.7).

Embora algumas lesões possam ser visualizadas sem a administração de agentes de contraste, é muito difícil visualizar todas as lesões sem o realce fornecido pelos agentes. Na Figura 11.3, a imagem na linha superior não recebeu realce, enquanto a imagem do canto inferior esquerdo foi realçada com uma dose única de gadolínio. A lesão maior metastática (identificada pela seta vermelha e localizada na região posterior esquerda do cérebro do paciente) é relativamente evidente, mesmo sem contraste. No entanto, as lesões metastáticas menores (identificadas pela seta

319



**Figura 11.3** Imagens axiais do cérebro, ponderadas em T1, em paciente com metástase.



azul – localizada no lobo frontal esquerdo do cérebro do paciente; e pela seta amarela – no lobo parietal direito do paciente) são praticamente invisíveis na imagem sem contraste. Para viabilizar a visualização de lesões metastáticas menores, é necessário duplicar a dose (imagem central inferior). Para melhorar a visualização, pode ser necessário triplicar a dose (imagem inferior à direita). A dose do contraste será discutida adiante, neste capítulo.

## Agentes T2

Embora o gadolínio seja considerado um agente T1, ele também pode ser empregado para encurtar T2 e, principalmente, T2\*. Por isso, o gadolínio também pode ser utilizado como **agente de realce em T2**. Quando é administrado gadolínio paramagnético durante a aquisição de imagens dinâmicas do cérebro (adquiridas como imagens ponderadas em T2\*), podem ser coletadas informações sobre perfusão. Por definição, perfusão é o suprimento sanguíneo para um volume de tecido. O grau de perfusão pode ser avaliado rastreando-se a captação do meio de contraste no tecido que está sendo examinado (*veja* o Capítulo 12).

320

## Relaxividade

Quando meios de contraste são usados em RM, não é o agente em si que é medido, mas o efeito que causa. Em RM, é a função do agente nos tecidos relacionados que determina o realce na imagem.

O efeito de uma substância sobre a taxa de relaxamento é conhecido como **relaxividade**. Como foi dito, as moléculas de água têm uma frequência de rotação muito mais rápida que a frequência de Larmor, o que resulta em relaxamento ineficiente e permanência da coerência de fase. Os tempos T1 e T2 são diretamente afetados pelos campos magnéticos locais, e qualquer substância que afete T1 afeta também T2. Visto que o tempo de relaxamento *T1 curto* e o tempo de relaxamento *T2 longo* aumentam a intensidade do sinal, e como são efeitos *opostos*, era de se esperar que fosse difícil encontrar uma substância que pudesse, ao mesmo tempo, encurtar o tempo T1 e deixar T2 mais longo.

A relaxividade é expressa pela seguinte equação:

$$(1/T1)_{\text{observado}} = (P) (1/T1)_{\text{realçado}} + (1 - P) (1/T1)_{\text{volume de água}}$$

e

$$(1/T2)_{\text{observado}} = (P) (1/T2)_{\text{realçado}} + (1 - P) (1/T2)_{\text{volume de água}}.$$

As equações de relaxividade mostram que o inverso de T1 em volume de água combinado com um agente de realce de contraste resulta em novo valor de relaxividade,  $(1/T)$  realçado. P é a fração ou a concentração da substância, portanto, à medida que a concentração aumenta, o efeito do agente também aumenta. A equação mostra também que T1 e T2 são igualmente afetados por agentes de contraste. No entanto, como o tempo de relaxamento T2 de fluidos biológicos (de aproximadamente 100 ms) é muito menor que o tempo de relaxamento T1 (de aproximadamente 2.000 ms), é necessária uma concentração efetiva mais alta de agente de contraste (ou uma sequência de imagens de alta suscetibilidade) para produzir encurtamento significativo em T2. Embora pareça impossível que um mesmo tecido apresente T1 curto e T2 longo (uma vez que têm efeitos opostos), é possível que determinado tecido, por ser constituído por diversas substâncias, apresente tais características. Por exemplo, a metemoglobina – um componente de hemorragias – apresenta esse tipo de tempo de relaxamento, com T1 curto e T2 longo. Por isso, a metemoglobina aparece brilhante em imagens ponderadas em T1 e também aparece brilhante em imagens ponderadas em T2.

## Agentes de alta relaxividade

Historicamente, a maioria dos agentes à base de gadolínio comercializados exibia propriedades de relaxividade semelhantes, determinadas pela quantidade de gadolínio presente. Recentemente, surgiram no mercado novos agentes de gadolínio que apresentam relaxividade mais alta para



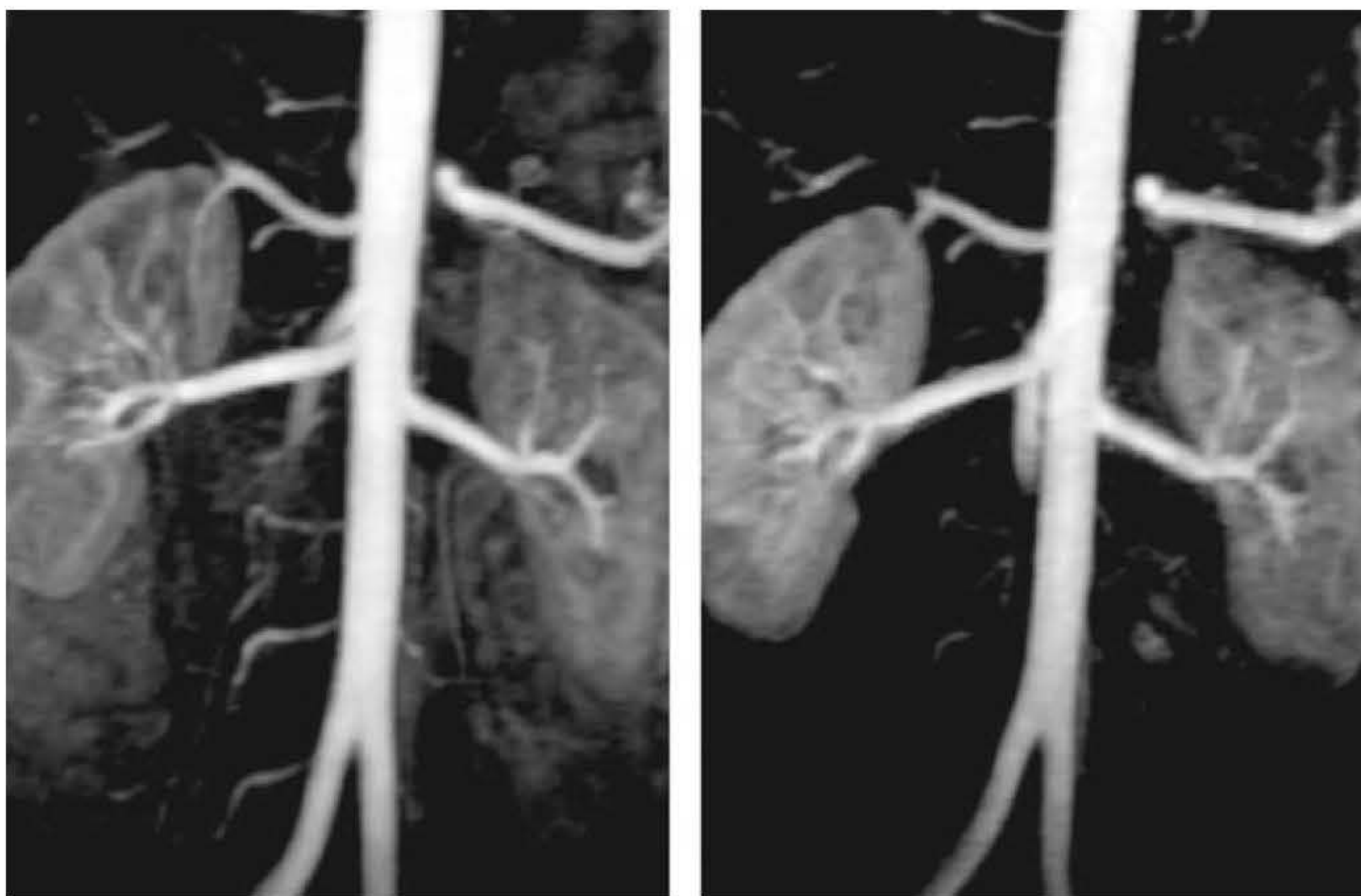
a mesma dose. Esses agentes de alta relaxividade foram elaborados de modo a viabilizar uma melhor visualização da patologia e/ou a possibilidade da utilização de doses mais baixas. Um desses agentes, Gd-BOPTA (MultiHance®) é usado há vários anos e foi aprovado pela a agência norte-americana Food and Drug Administration (FDA) para uso nos Estados Unidos. Quando se utilizam agentes de alta relaxividade, como o Gd-BOPTA, a capacidade de relaxamento é essencialmente o dobro daquela dos agentes de realce convencionais. Isso oferece a vantagem de fornecer maior evidência a lesões em uma dose determinada ou, na angiorressonância magnética (ARM), um sinal mais forte de pequenos vasos (Figura 11.4).

## Administração e dosagem de gadolínio

A dose recomendada de gadolínio é de 0,1 milimol por quilograma (mmol/kg) de peso corporal, equivalente a 0,2 mL/kg. Alguns agentes específicos receberam a aprovação da FDA para doses de até 0,3 mmol/kg ou três vezes a dose comparada com a maioria dos agentes à base de gadolínio. A dose letal ( $DL_{50}$  – dose necessária para matar metade da população de uma pesquisa) determinada em estudos com ratos fica entre 6 mmol/kg e 20 mmol/kg. As doses usadas na prática clínica nunca se aproximam desses valores.

Além dos aspectos relacionados com a segurança, devem ser consideradas também as questões relacionadas com a avaliação clínica a qual se destinam. À medida que a dosagem é aumentada (até certo ponto), a capacidade de visualização de estruturas e das lesões também aumenta. Com os agentes convencionais de gadolínio, a dose ótima se baseia no peso corporal. Agentes de alta relaxividade podem, em alguns casos, criar um aumento na intensidade do sinal que, de outra maneira, exigiria uma dose dupla de um agente padrão (Figura 11.4). É essencial ter cautela ao calcular a dose, ao escolher o tipo de contraste utilizado e ao documentar tanto o agente quanto a dose para otimizar o diagnóstico por imagem.

Algumas instituições optam pela administração de uma dose padrão para todos os pacientes de, por exemplo, 10 mL. Esse método de contraste é *inaceitável*. Ao considerar o efeito de uma dose sobre as imagens de RM contrastada, observe as imagens que ilustram a Figura 11.3. A imagem na linha superior não tem contraste. Com relação às imagens na linha inferior, a da esquerda recebeu dose única de gadolínio; a do centro, o dobro da dose; e a da direita, o triplo. Imagine



**Figura 11.4** Imagens das artérias renais. A imagem à esquerda foi adquirida com uma dose de 20 mL de um novo agente (de alta relaxividade). A imagem à direita com gadolínio convencional na dose padrão para ARM (40 mL).



um paciente de 90 kg. Se administrarmos nesse uma dose de 10 mL, a dosagem efetiva é essencialmente a metade da dose recomendada. Nesse caso, poderiam não ser visualizadas várias lesões na aquisição de imagens com contraste. Observe a diferença na capacidade de visualização das lesões com uma dose simples, dupla e tripla de gadolínio padrão. Por essa razão, é fundamental calcular a dose (por peso corporal) e documentar essa dosagem e o tipo de contraste administrado.

É aceitável que um técnico ou tecnólogo administre os agentes de contraste durante procedimentos de aquisição de imagens (radiografias, TC, RM). Contudo, de acordo com um informe técnico (*White Paper on MRI Safety*) do American College of Radiology (ACR):

*O ACR aprova a injeção de material de contraste e níveis diagnósticos de radiofármacos por técnicos em radiologia certificados e/ou tecnólogos sob a supervisão de um radiologista ou outro médico designado que esteja presente e imediatamente à disposição, se a prática estiver em conformidade com a regulamentação institucional e estadual.*

Para seguir o que preconizam as recomendações do ACR, é obrigatória a presença de um médico durante a injeção de qualquer agente de contraste.

322

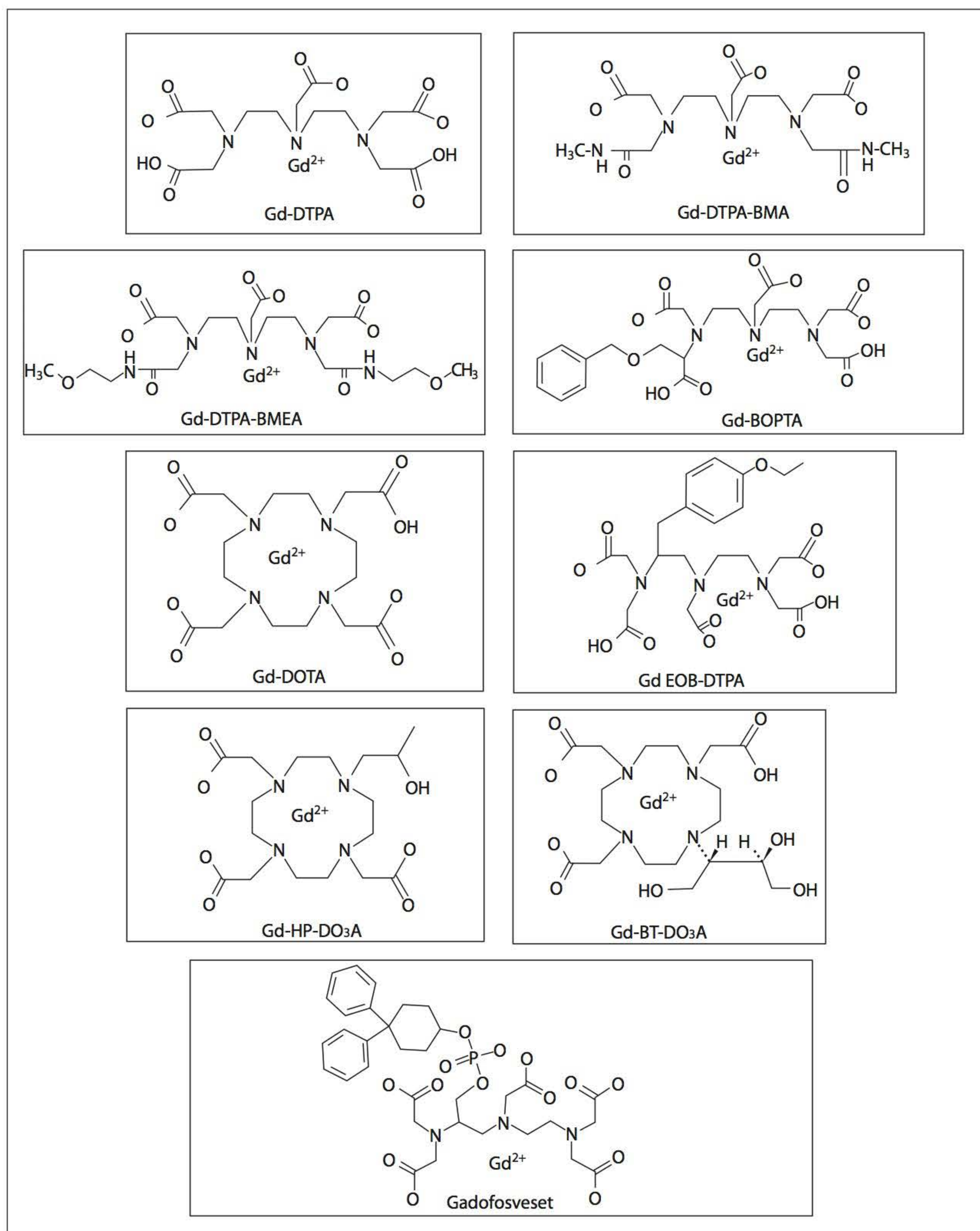
## Segurança no uso do gadolínio

O gadolínio pertence ao grupo das terras-raras (lantanídeos), sendo mais comumente conhecido como metal pesado. Na natureza, os metais pesados incluem o chumbo e o mercúrio, que podem ser letais para os seres humanos. Íons metálicos com elétrons livres tendem a se acumular em tecidos com afinidade natural por metais (sítios de ligação). Os sítios de ligação do gadolínio no corpo humano incluem membranas celulares, proteínas de transporte, enzimas e matriz óssea (e/ou sistema reticuloendotelial: pulmões, fígado, baço e ossos). Como o organismo não é capaz de excretar esses metais, eles podem permanecer nos tecidos por longos períodos. O gadolínio em seu estado natural é muito tóxico e um veneno cumulativo.

Por sorte, há substâncias, conhecidas como quelatos, com grande afinidade por íons metálicos. O quelato (do grego *khele*, que significa garra) se liga a alguns sítios disponíveis do íon metálico. O primeiro quelato que se mostrou efetivo como meio de contraste em RM foi o DTPA (ácido dietileno triamino pentacético). O DTPA se conecta a oito de cada nove sítios de ligação do íon de gadolínio, deixando o nono livre para que as moléculas de água se aproximem do material paramagnético. Quando o íon de gadolínio se liga a um quelato, a toxicidade é drasticamente reduzida e o produto pode ser rapidamente excretado pelo organismo. Em pacientes com função renal normal, a meia-vida biológica do gadolínio é de menos de 2 h. Contudo, esse tempo pode ser maior em pacientes com disfunção renal. Como cada tipo de agente à base de gadolínio é diferente, qualquer um que ministre agentes de contraste precisa ler as instruções do fabricante para obter informações sobre possíveis efeitos colaterais, reações e contraindicações.

São vários os agentes paramagnéticos à base de gadolínio aprovados para uso nos EUA e no mundo (Figura 11.5 e Tabela 11.1). A diferença entre os agentes é determinada pelo quelato que formam. Alguns agentes são moléculas lineares, outros, moléculas macrocíclicas; alguns são iônicos, outros, não iônicos. A maioria dessas substâncias é excretada pelos rins. Existe, ainda, outro quelato de gadolínio, o gadobenato de dimeglumina, conhecido pelo nome de Gd-BOPTA, que é usado na Europa há vários anos e recentemente foi disponibilizado nos EUA. Seu uso tem se mostrado promissor para a aquisição de imagens do fígado, uma vez que é excretado pelos rins, mas também, em menor grau, pelo sistema hepatobiliar. É um agente de alta relaxividade, maior que a dos agentes à base de gadolínio convencionais. Dada sua alta relaxividade, o Gd-BOPTA administrado em dose padrão (0,1 mmol/kg), fornece o mesmo realce que uma dose dupla (0,2 mmol/kg) dos agentes convencionais. Se, contudo, for administrada metade da dose (0,05 mmol/kg), o realce será semelhante ao da dose padrão (0,1 mmol/kg) de gadolínio convencional (Figura 11.4). O nome comercial desse agente é MultiHance®. Três agentes lineares iônicos





**Figura 11.5** Agentes paramagnéticos à base de gadolínio. As “moléculas circulares”, como Gd-DOTA, Gd-HP-DO<sub>3</sub>A e Gd-BT-DO<sub>3</sub>A, são conhecidas como “macrocíclicas”. As outras, como moléculas “lineares”.

(Gd-BOPTA, Gd-EOB-DTPA e gadofosveset) são excretados, em graus variados, tanto pelos rins quanto por mecanismos hepatobiliares.

Diferentemente dos contrastes iodados, há poucas considerações sobre segurança em relação aos agentes de contraste de gadolínio. Uma delas é a estabilidade dos quelatos de gadolínio. Como discutido anteriormente, o gadolínio é um metal pesado, portanto, tóxico. Para tornar



**Tabela 11.1** Comparação dos tipos de quelato de gadolínio usados dentro e fora dos EUA com nome genérico, nome comercial, estrutura molecular e carga elétrica.

Substância	Nome genérico	Nome comercial	Estrutura molecular	Carga atômica
<i>Uso dentro dos EUA</i>				
Gd-DTPA	Ácido gadodêntico	Magnevist®	Molécula linear	Iônica
Gd-HP-DO <sub>3</sub> A	Gadoteridol	Prohance®	Molécula macrocíclica	Não iônica
Gd-DTPA	Gadodiamida	Omniscan®	Molécula linear	Não iônica
Gd-DTPA-BMEA	Gadoversetamida	Optimark®	Molécula linear	Não iônica
Gd-BOPTA	Ácido gadobentético	MultiHance®	Molécula linear	Iônica
Gd-EOB-DTPA	Ácido gadoxético	Eovist® (ou Primovist®, fora dos EUA)	Molécula linear	Iônica
Gd-DTPA	Gadofosveset trissódico	Vasovist®	Molécula linear	Iônica
<i>Uso fora dos EUA</i>				
Gd-BT-DO <sub>3</sub> A	Gadobutrol	Gadovist® (aprovado no Canadá)	Molécula macrocíclica	Iônica
Gd-DOTA	Ácido gadotérico	Dotarem®	Molécula macrocíclica	Iônica

segura sua utilização como agente de contraste, ele é ligado ou quelato a uma molécula. A estabilidade do quelato é uma questão importante em relação à segurança. É razoável pensar que, se a molécula não for estável (ou seja, se o gadolínio se separa facilmente do quelato), apenas o gadolínio será encontrado no organismo. Questões adicionais de segurança serão discutidas na próxima seção.

Toda vez que agentes de contraste são administrados durante a aquisição de imagens (radiografias, TC ou RM), há risco da ocorrência de um efeito adverso. Os eventos adversos podem ser considerados um efeito ou reação colateral, podendo ser classificados em leves, moderados ou graves.

### Fibrose sistêmica nefrogênica

Antes da aprovação pela FDA dos agentes de contraste à base de gadolínio, as pesquisas mostravam que aproximadamente 80% do gadolínio são excretados pelos rins em 3 h, e 98% são recuperados nas fezes e na urina em 1 semana. Com o resultado dessas pesquisas, ficou claro que o contraste de gadolínio é excretado do corpo por via urinária. Até recentemente, acreditava-se que o uso do gadolínio era indicado e considerado seguro para todos os pacientes, incluindo os com comprometimento da função renal. Em 2006, um estudo dinamarquês levantou preocupações sérias sobre o uso de agentes de contraste à base de gadolínio para procedimentos de RM e ARM em pacientes com insuficiência renal. Esses pacientes apresentaram uma condição denominada fibrose sistêmica nefrogênica (FSN).

Pacientes com insuficiência renal que receberam gadolínio desenvolveram uma condição cutânea (espessamento intenso) diagnosticada erroneamente como esclerodermia. Graças a pesquisas adicionais, a condição se tornou conhecida como dermatopatia fibrosante nefrogênica (DFN). Outras investigações revelaram que tal condição afeta não apenas a pele, mas também os sistemas de órgãos. Ao alcançar esse ponto, passa a ser conhecida como fibrose sistêmica nefrogênica (FSN): uma condição fatal praticamente incurável. Embora o tratamento possa ajudar, tem de ser administrado imediatamente. Infelizmente, porém, muitos sinais e sintomas de FSN se mani-



festam apenas dias ou semanas após a administração do contraste. Até a presente data, nenhum caso de FSN foi relatado em pacientes com função renal normal. Por esses motivos, o gadolínio é contraindicado e se constitui em precaução relativa para pacientes com insuficiência renal.

## Outros agentes de contraste

O gadolínio não é o único elemento químico que poderia ser considerado um agente de contraste em RM. Outros elementos, como manganês e óxidos de ferro, comprovadamente provocam alterações nos tempos de relaxamento T1 e T2. Por isso, podem ser utilizados como agentes de contraste em RM. Esta seção fornece uma visão geral de agentes atualmente empregados como meios de contraste em RM.

### Outros agentes T1

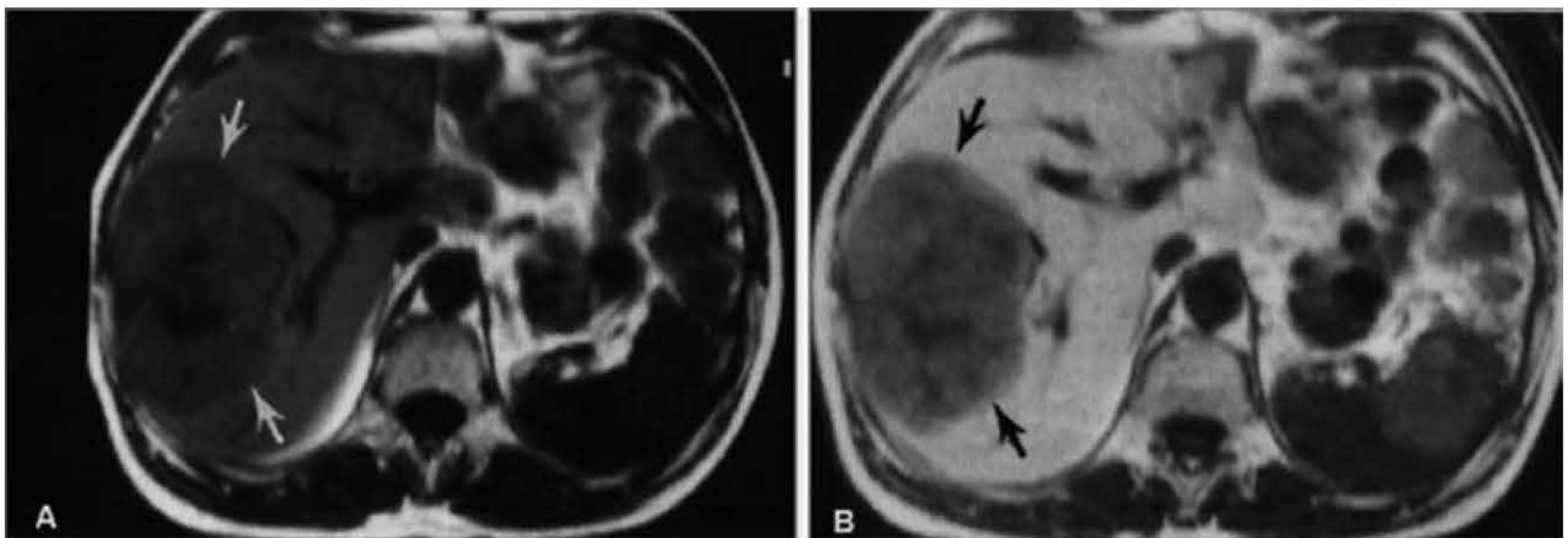
Embora não sejam comumente utilizados, há alguns agentes que são empregados como contraste T1 na RM. Entre eles, estão o manganês, usado para a aquisição de imagens hepáticas; e o gás hélio hiperpolarizado de inalação, para a aquisição de imagens dos pulmões. Esses agentes encurtam T1 e, portanto, aparecem brilhantes nas imagens ponderadas em T1. O manganês é absorvido pelas células de Kupffer no fígado. Neste caso, as áreas saudáveis do fígado serão contrastadas e as lesões permanecerão escuras (Figura 11.6). Imagens pulmonares contrastadas são mostradas na Figura 11.7 e apresentam informações sobre a “ventilação” dos pulmões.

325

### Agentes de contraste orais e retais

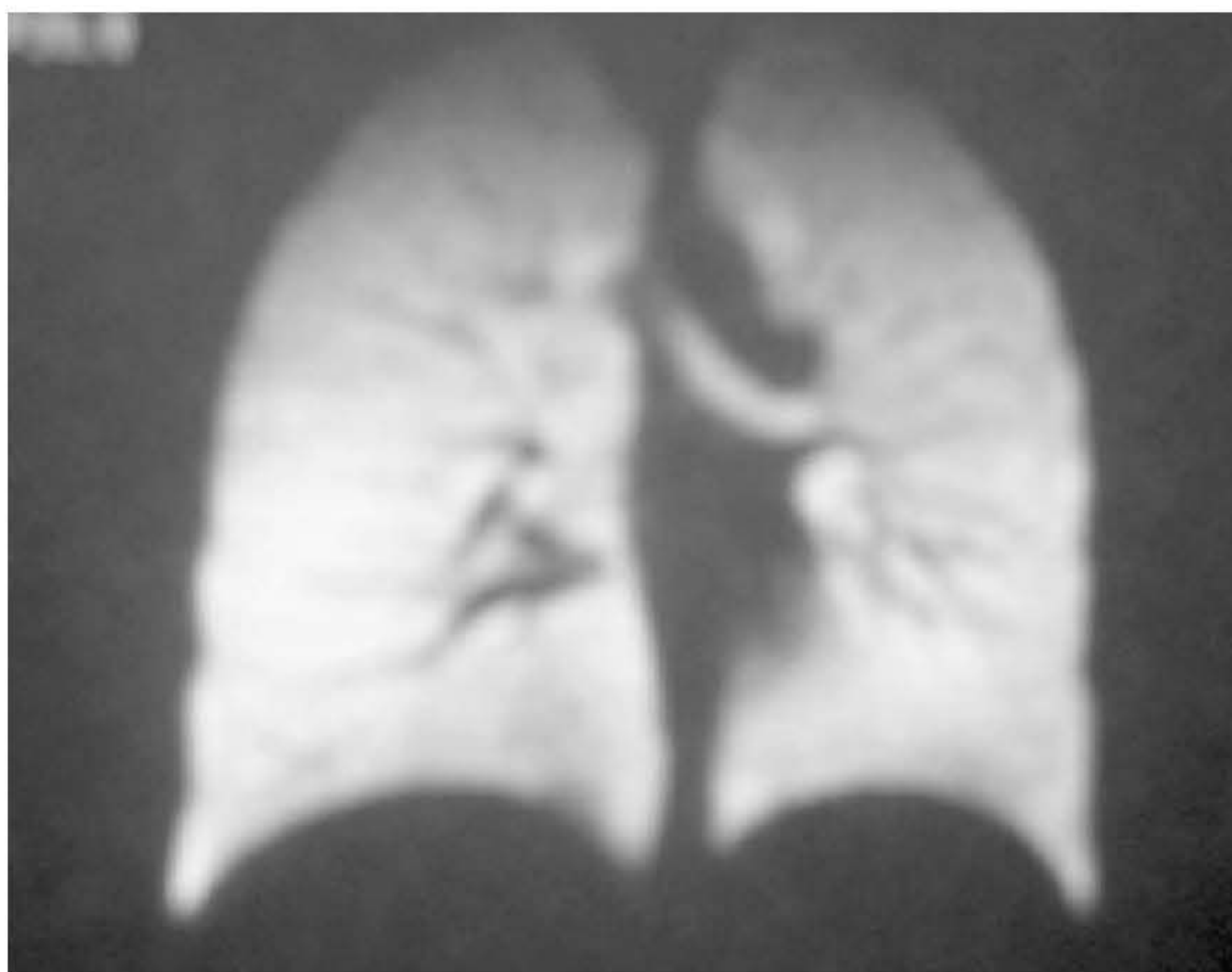
Atualmente, os agentes de contraste gastrintestinais não são tão empregados quanto os agentes intravasculares, mas seu uso pode aumentar no futuro. Agentes orais de contraste têm sido pesquisados para realçar os intestinos. Os óxidos de ferro (escuro nas imagens ponderadas em T2) e as substâncias lipídicas (brilhantes nas imagens ponderadas em T1) têm sido utilizados por via oral na tentativa de efetivamente realçar o trato gastrintestinal (Figura 11.8). Entretanto, em decorrência da peristalse constante, agentes positivos (aqueles que tornam os intestinos brilhantes) aumentam também os artefatos de movimento. O uso de substâncias antiespasmódicas ajuda a desacelerar a peristalse, e/ou o emprego de técnicas de aquisição de imagens ultrarrápidas reduzem os artefatos.

Antigamente havia um agente chamado perfluorcarbono (Perflubron®) que tornava o intestino escuro nas imagens ponderadas em T2. O perfluorcarbono é uma substância que retém oxigênio,



**Figura 11.6** Imagem axial do fígado, ponderada em T1, sem (à esquerda) e com (à direita) administração de contraste à base de manganês (Teslascan®). Observe que a imagem com contraste (à direita) mostra as áreas normais do fígado realçadas, tornando a lesão hepática mais escura em relação ao parênquima hepático saudável.





**Figura 11.7** Imagem gradiente-eco dos pulmões, ponderada em T1, após inalação de gás hélio hiperpolarizado. O hélio aumenta o sinal em T1 em imagens gradiente-eco, e, assim, podem ser obtidas informações sobre a ventilação pulmonar.



**Figura 11.8** Imagem coronal do abdome com contraste do intestino.



portanto, é usado como substituto do sangue durante cirurgias de transplante. Durante algum período, esse agente foi aprovado pela FDA como meio de contraste para RM. No entanto, como raramente era utilizado, não há mais disponibilidade comercial para uso como agente de contraste. Atualmente, algumas instituições usam sucos, como os de mirtilo ou de manga (para tornar o intestino escuro nas imagens ponderadas em T2) como agentes de realce. Também é utilizado gadolínio diluído (para tornar o intestino brilhante nas imagens ponderadas em T1) para realçar o intestino. Além disso, soluções diluídas de bário podem ser empregadas para fazer com que o conteúdo intestinal apareça escuro. O ar também é utilizado como efetivo agente de contraste negativo no reto. A apresentação de um vazio de sinal no reto distendido, a próstata (nos homens) e o útero (nas mulheres) podem ser demonstrados com mais clareza na aquisição de imagens da pelve.

## Aplicações atuais do gadolínio

Quando os agentes de contraste à base de gadolínio se tornaram disponíveis no início da década de 1990, muitas pessoas acreditavam não ser necessário o emprego de um meio de contraste em RM por causa do alto contraste dos tecidos moles fornecido por esse exame. Na verdade, os meios de contraste encontraram seu lugar na prática clínica diária. Atualmente, entre as indicações clínicas do uso do gadolínio para a aquisição de imagens do cérebro, da coluna vertebral e do corpo, estão (mas não se limitam a estas):

- tumores (pré e pós-cirurgia)
- pré e pós-radioterapia
- infecção
- infarto
- inflamação
- lesões pós-traumáticas
- pós-cirurgia de disco intervertebral lombar
- ARM contrastada.

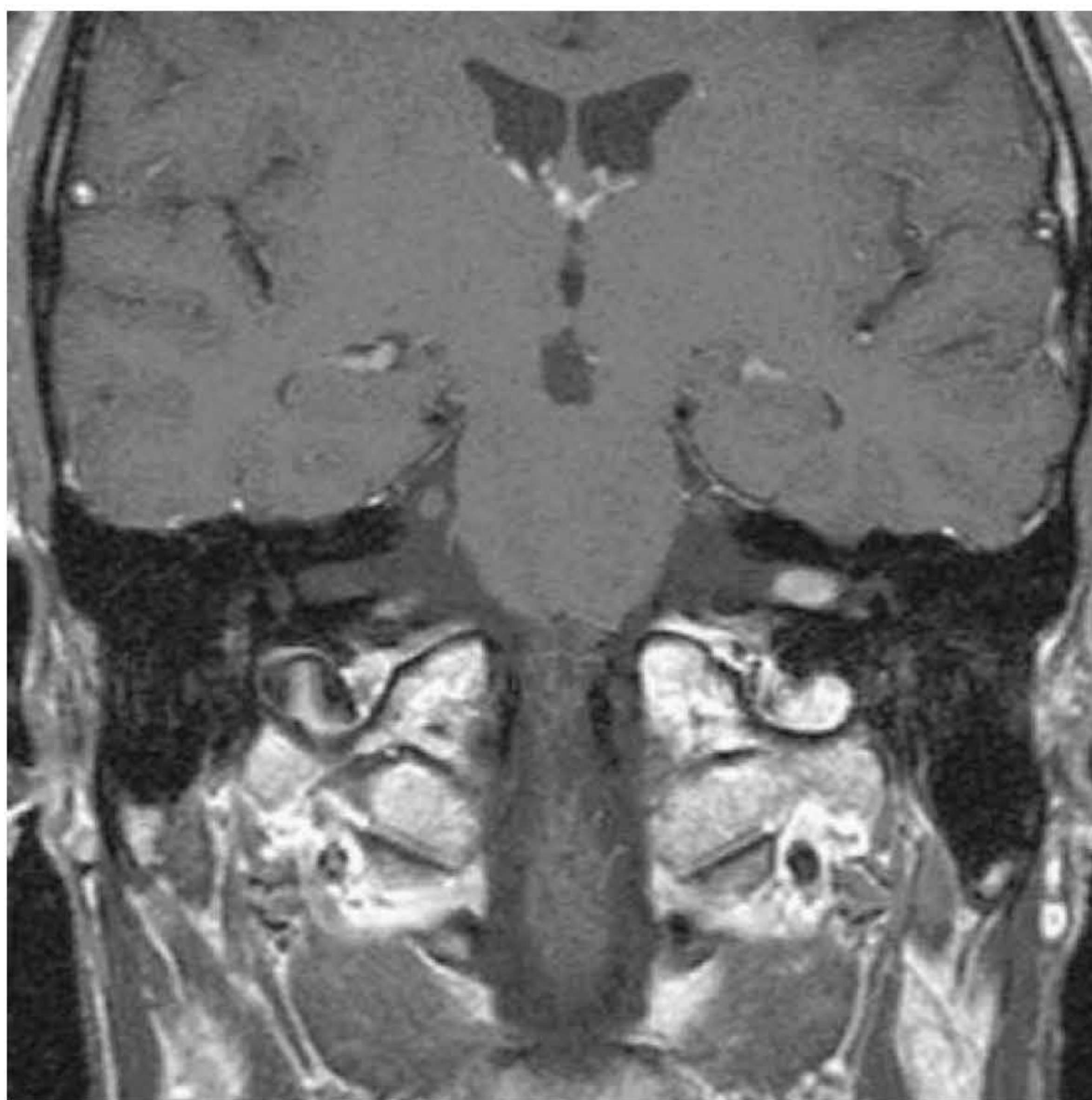
## Crânio e coluna vertebral

Como outros agentes de contraste, o gadolínio não consegue atravessar a barreira hematoencefálica (BHE) íntegra. No entanto, o gadolínio é inestimável na aquisição de imagens do sistema nervoso central (cérebro e medula espinal) dada sua capacidade de atravessar a BHE comprometida. Como as lesões estão associadas a soluções de continuidade na BHE, essas serão realçadas pelo gadolínio. Por isso, o gadolínio é comumente utilizado para avaliação de lesões do SNC, tanto extra-axiais como intra-axiais.

### Cérebro

Lesões fora da BHE são denominadas extra-axiais e, como estão fora da BHE, apresentam realce normal. Essas áreas incluem a foice cerebral, o plexo coroide, a glândula pineal, a hipófise e o infundíbulo cerebral. Outras estruturas com realce normal incluem vasos de fluxo lento, mucosa sinusal e estruturas musculares. Áreas de fluxo sanguíneo lento, como o seio cavernoso e o sistema de drenagem venosa, também podem ser realçadas. Portanto, gordura e fluxo lento muitas vezes são confundidos com derivados sanguíneos. Essas estruturas de realce normal devem ser reconhecidas pelo profissional que faz o exame para que não sejam erroneamente interpretadas como anormalidades. O diagnóstico de outras lesões extra-axiais, como neuromas do acústico e meningiomas, tem sido facilitado pelo uso de gadolínio (Figuras 11.9 e 11.10). Na hipófise, um macroadenoma é realçado rapidamente. Por outro lado, em decorrência do adensamento celular associado aos microadenomas hipofisários, estes têm aspecto denso em comparação com o realce normal da hipófise saudável (um órgão vascular). Além disso, como a hipófise é rapidamente realçada, as imagens também devem ser adquiridas logo após a administração de realce.





**Figura 11.9** Imagem coronal de um pequeno neuroma do acústico, ponderada em T1, após a administração de gadolínio.



**Figura 11.10** Imagem axial de um tumor cerebral, ponderada em T1, após a administração de gadolínio.



Lesões intra-axiais, como infartos e tumores cerebrais, são realçadas por causa de comprometimento da BHE (Figura 11.12). Em geral, o edema peri-infarto não é realçado. Embora infartos recentes não sejam realçados até que a BHE seja comprometida, algumas evidências sugerem que a vasculatura arterial cerebral é realçada, portanto, qualquer tipo de oclusão ou fluxo lento nesses vasos pode ser demonstrado. Visto que algumas lesões cerebrais são realçadas mais lentamente do que outras, é recomendável que se realizem, no mínimo, duas aquisições (frequentemente em planos ortogonais) após a administração do gadolínio.

Doença metastática pode ser demonstrada pelo gadolínio. Estudos mostraram que, em doses mais altas, o gadolínio faz com que as lesões metastáticas sejam mais evidentes. Como o manejo (e o tratamento) do paciente muda conforme a quantidade de lesões metastáticas intracranianas, a capacidade de demonstrar essas lesões é fundamental.

Na Figura 11.3, a imagem na linha superior não tem contraste e a imagem à esquerda da linha inferior foi realçada com dose simples de gadolínio. A lesão metastática maior (identificada pela seta vermelha – localizada na região posterior esquerda do cérebro do paciente) é relativamente visível mesmo sem contraste. No entanto, as lesões metastáticas menores (identificadas pela seta azul – localizadas no lobo frontal esquerdo do paciente; e pela seta amarela – lobo parietal direito do paciente) são praticamente invisíveis na imagem sem contraste. Para que as lesões metastáticas menores pudessem ser visualizadas, foi necessário dobrar a dose (imagem central da linha inferior). Para uma visualização ainda melhor pode ser necessário triplicar a dose (imagem direita da linha inferior).

Perfusão é a microcirculação ou o aporte de sangue aos tecidos. A aquisição de imagens de perfusão é a determinação do volume de sangue nestas áreas, que, no entanto, é complicada porque menos de 5% dos prótons teciduais são intravasculares. Para que seja possível medir a perfusão, a intensidade do sinal nos *spins* pode ser suprimida ou incrementada. Isso pode ser conseguido pela introdução de pulsos adicionais (conhecida como perfusão marcada) ou pela introdução de agentes de contraste (veja o Capítulo 12). Agentes como gadolínio podem se localizar no leito capilar e produzir grandes momentos magnéticos na rede capilar, criando campos magnéticos que se estendem para os tecidos adjacentes. Isso resulta em dados sobre a perfusão em pacientes com isquemia no parênquima cerebral e hepático, e com infarto do miocárdio.

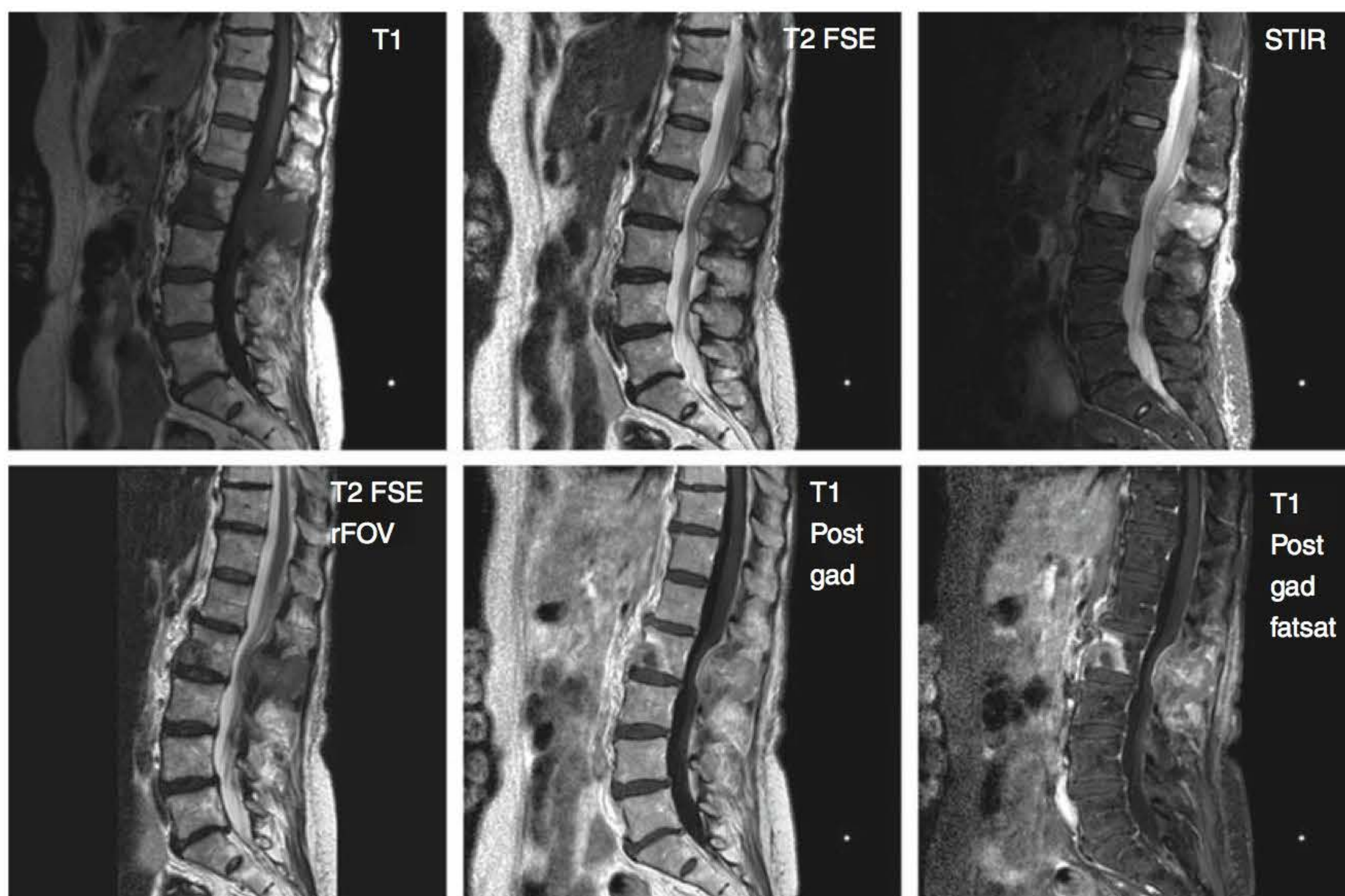
### Coluna vertebral

Lesões na medula espinal podem ser visualizadas com o uso de gadolínio (Figura 11.11). Embora essas lesões algumas vezes possam ser detectadas sem o uso de gadolínio, elas são mais bem visualizadas com contraste à base de gadolínio. Além disso, o gadolínio consegue evidenciar outras anormalidades como a siringomielia. Lesões, como as da esclerose múltipla (EM) e outros distúrbios inflamatórios, incluindo AIDS e/ou abscessos, são realçadas com o uso de gadolínio. O realce nas placas de EM pode indicar atividade nessas.

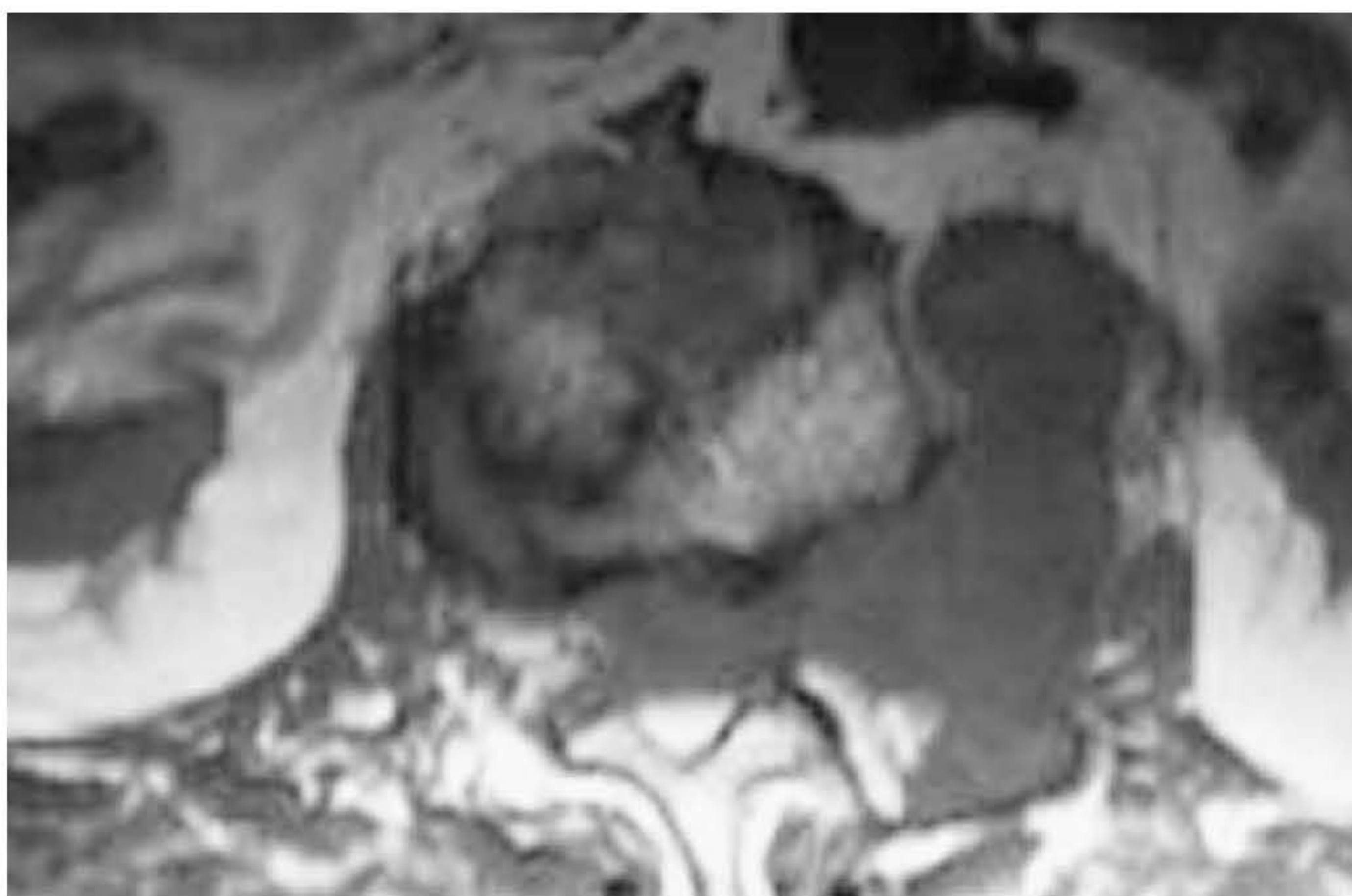
Quando sinais e sintomas reaparecem em pacientes submetidos a discectomia, é recomendado que seja realizada uma RM da coluna lombar com realce por contraste, pois esse exame consegue diferenciar tecido cicatricial de recidiva de hérnia de disco. Realce sutil pode ser mostrado no tecido cicatricial após a discectomia. Inicialmente, após a cirurgia, o tecido cicatricial é realçado e o disco não é. Entretanto, após aproximadamente 30 minutos, o disco mostra sinais de realce. Por esse motivo, é recomendável realizar o exame imediatamente após a administração do contraste quando existe a suspeita de tecido cicatricial.

Com o uso do gadolínio, lesões metastáticas nos ossos são evidenciadas mais claramente, assim como lesões nas vértebras podem ser bem visualizadas (Figuras 11.12 e 11.13). O realce consegue aumentar a intensidade do sinal da lesão óssea em relação à medula óssea saudável, tornando a lesão isointensa no que se refere ao osso saudável. Se for necessária a avaliação de lesões ósseas com o uso do gadolínio em imagens ponderadas em T1, devem ser utilizadas técnicas de supressão da gordura. Como o gadolínio torna brilhante o sinal da lesão e a gordura presente na medula óssea também é brilhante, fica difícil visualizar a lesão. Portanto, o uso de técnicas de supressão de gordura anula o sinal da gordura na medula, possibilitando a visualização intraóssea.



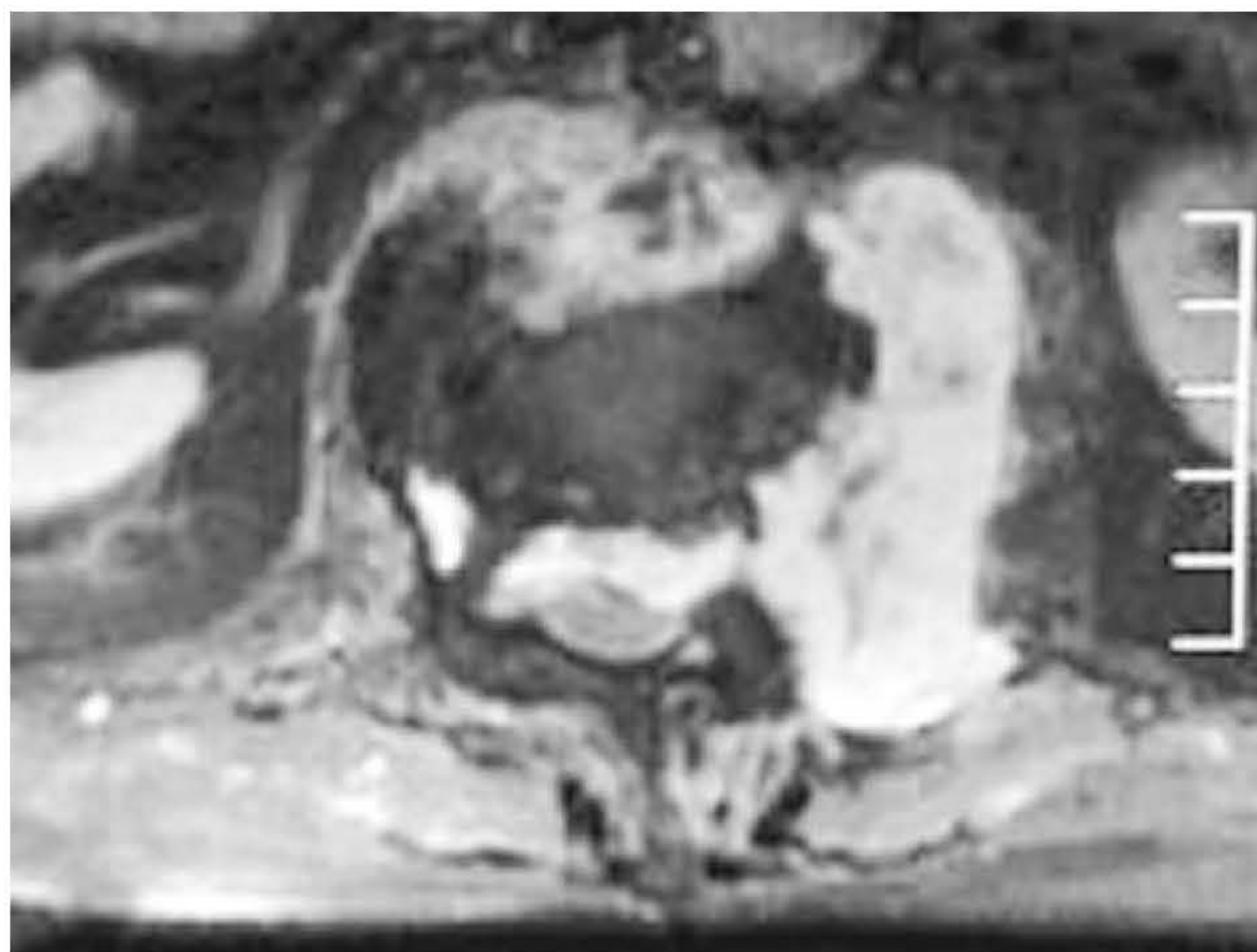


**Figura 11.11** Imagens no plano sagital da coluna lombar com metástase óssea, mostrando imagem ponderada em T1 (*no alto, à esquerda*); imagem ponderada em T2 (*no alto, no centro*); imagem STIR (*no alto, à direita*); imagem ponderada em T2 com FOV retangular (*embaixo, à esquerda*); imagem ponderada em T1, com realce, após a administração de gadolínio (*embaixo, no centro*); imagem ponderada em T1, após a administração de gadolínio com saturação de gordura (*embaixo, à direita*).



**Figura 11.12** Imagem axial de uma vértebra lombar, ponderada em T1 sem gadolínio. Metástases ósseas são observadas.





**Figura 11.13** Imagem adquirida do mesmo paciente da Figura 11.12 após a administração de gadolínio. O realce é bem visualizado.

## Corpo

Muitas lesões no corpo podem ser visualizadas em sequências ponderadas em T1 e também em T2, sem o uso de agentes de realce de relaxamento. No entanto, são as imagens com contraste das estruturas viscerais do abdome, com a aquisição dinâmica, que tipicamente ajudam a estabelecer o diagnóstico. O emprego do gadolínio em imagens do corpo vem crescendo. Embora o contraste não produza realce em todo tipo de lesão no corpo, o gadolínio tem mostrado alguns efeitos promissores.

### *RM do abdome*

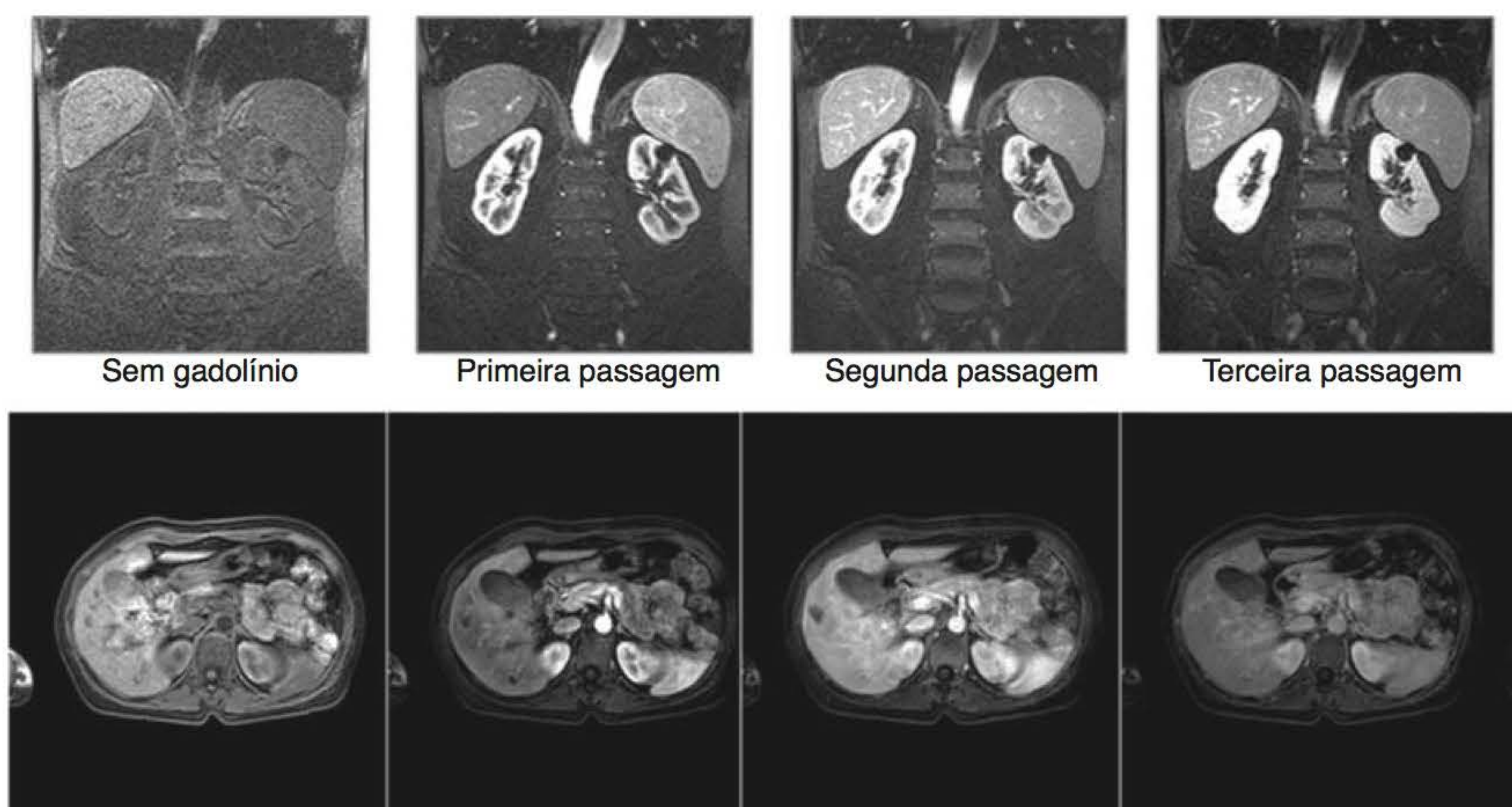
Na RM do abdome, o gadolínio tem sido utilizado para estudos de perfusão nos rins, fígado, baço, pâncreas, suprarrenais e estruturas vasculares e pélvicas. Como o fígado, o baço e os rins são órgãos muito vascularizados, o meio de contraste realça essas estruturas quase que imediatamente após a administração (Figura 11.14). Por isso, recomenda-se a aquisição rápida de imagens. O realce dinâmico com a aquisição rápida de imagens pode ser usado na avaliação de estruturas viscerais e vasculares no abdome.

Quando a RM é realizada para investigar lesões no fígado, a cronologia é essencial (Figura 11.15). A maioria das lesões no fígado é irrigada por artérias. Nesse caso, a primeira passagem do contraste evidenciará lesões hepáticas realçadas. Nesse caso, as lesões malignas serão mostradas na primeira passagem após a injeção. Como 85% do suprimento sanguíneo hepático provém da veia porta, a segunda passagem “inundará” o parênquima hepático e, assim, esconderá as lesões. Durante a segunda passagem, tanto o fígado quanto a patologia serão realçados, portanto, se mostrarão isointensos nas imagens por RM.

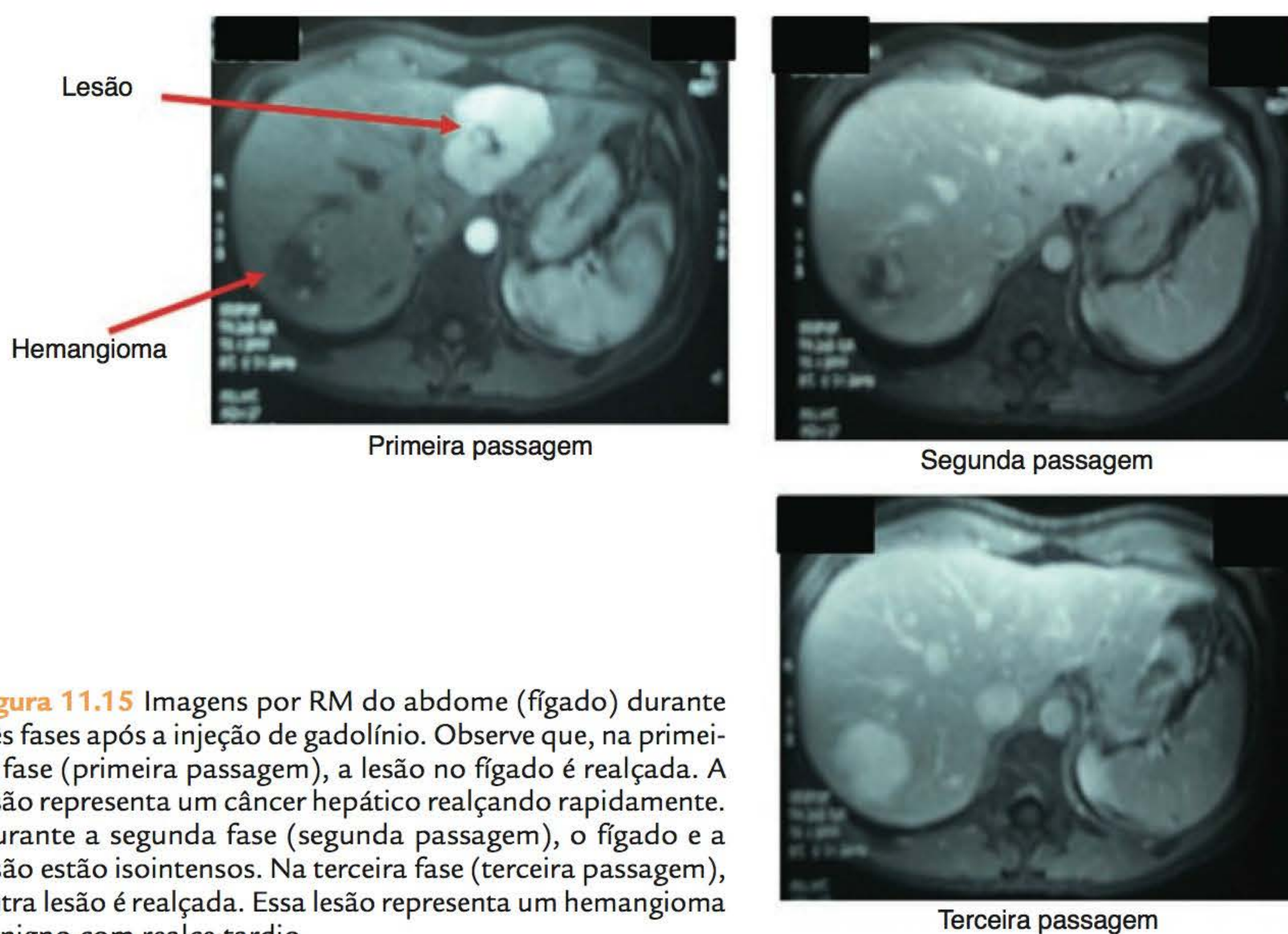
### *ARM do corpo*

O fluxo nas artérias do abdome pode ser visualizado por ARM contrastada (ARM-CE) 3D T1 em sequência gradiente-eco com apneia após a administração de gadolínio (Figuras 11.16, 11.17 e 11.18). O pico das diferenças de contraste ocorre logo após a administração, e, dois minutos após a injeção, as lesões começam a se mostrar isointensas em relação ao parênquima saudável





**Figura 11.14** A cronologia (*timing*) é essencial para a obtenção de boas imagens abdominais. O realce é ótimo na sequência de aquisição de imagens de primeira passagem, quando o baço aparece mais brilhante que o fígado; o baço apresenta realce mosqueado e apenas o córtex renal é realçado. Na segunda passagem, o fígado e o baço se mostram isointensos (na mesma cor de cinza) e os rins estão perfundidos. Na terceira passagem, as estruturas viscerais estão começando a “desbotar”.



**Figura 11.15** Imagens por RM do abdome (fígado) durante três fases após a injeção de gadolínio. Observe que, na primeira fase (primeira passagem), a lesão no fígado é realçada. A lesão representa um câncer hepático realçando rapidamente. Durante a segunda fase (segunda passagem), o fígado e a lesão estão isointensos. Na terceira fase (terceira passagem), outra lesão é realçada. Essa lesão representa um hemangioma benigno com realce tardio.





333

**Figura 11.16** Vasos abdominais após a administração de gadolínio – fase arterial.



**Figura 11.17** Vasos abdominais após a administração de gadolínio – fase intermediária.





**Figura 11.18** Vasos abdominais após a administração de gadolínio – fase venosa.

dos órgãos. Por esse motivo, devem ser realizadas aquisições rápidas quando são obtidas imagens do abdome, de modo a maximizar os efeitos do realce de contraste. Para lesões vasculares, é fundamental a aquisição de imagens rápida e 3D.

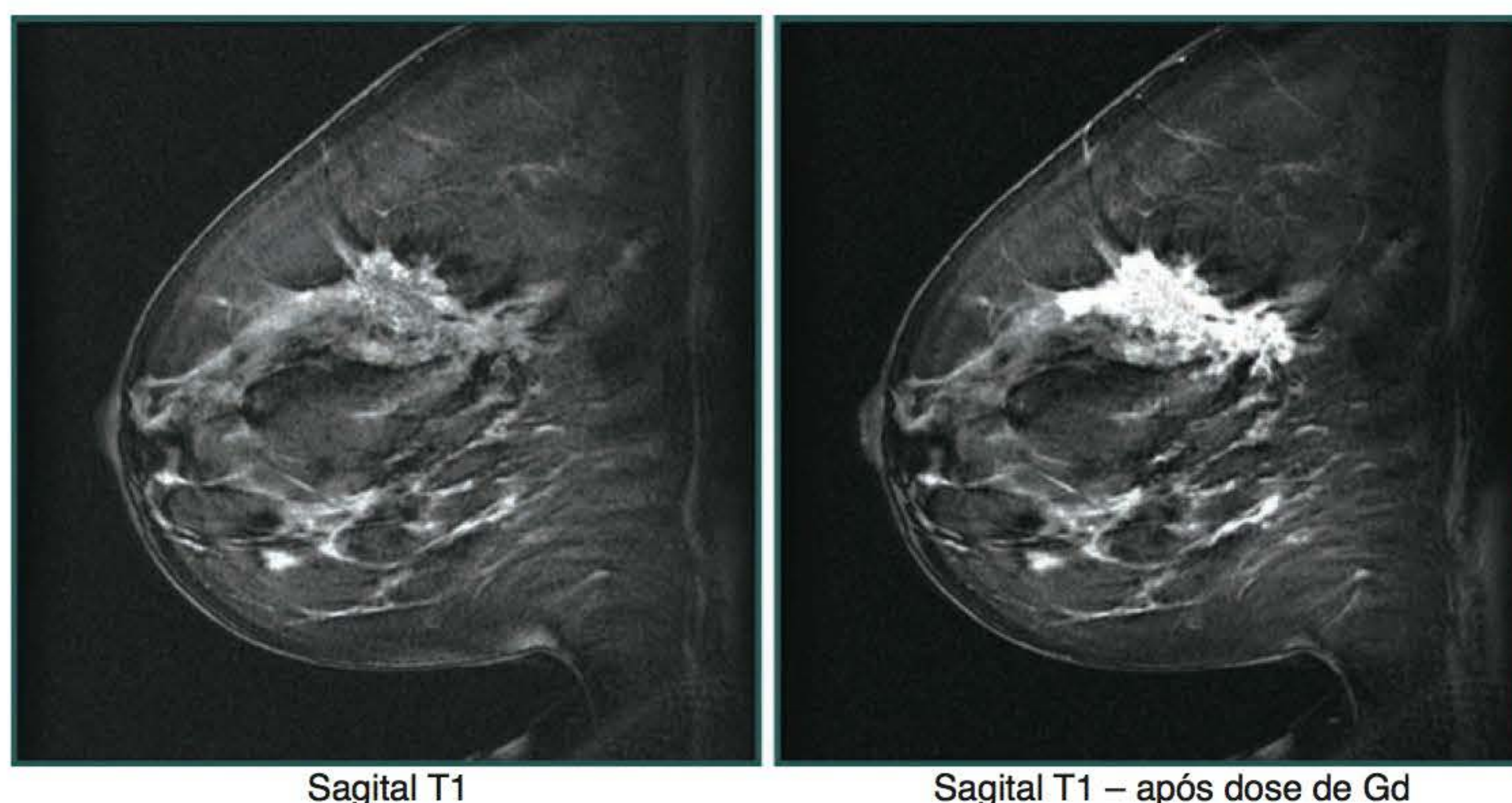
Nas imagens cardíacas, os infartos do miocárdio são realçados. Isso pode ser mais bem visualizado em sequências de perfusão cardíaca, as quais são adquiridas dinamicamente com realce (gadolínio) para a investigação de infarto do miocárdio em repouso e durante estresse físico, ou por indução farmacológica (veja o Capítulo 8).

Nas imagens de mamas, o uso de gadolínio seguido por repetidas aquisições rápidas (com saturação de gordura e/ou técnicas de subtração) tem se mostrado útil na determinação da natureza de lesões suspeitas no tecido mamário (Figura 11.19). Imagens de mamas exigem técnicas de alta resolução – para avaliar a arquitetura da lesão –, bem como imagens rápidas – para avaliar a hemodinâmica. É provável que lesões de arquitetura espiculada sejam malignas. Lesões que são realçadas rapidamente e “desbotam” rapidamente são consideradas malignas. Portanto, muitas lesões que mostram realce rapidamente e/ou são espiculadas são consideradas malignas. Além disso, essa técnica parece mostrar lesões multifocais que nem sempre são evidenciadas na mamografia convencional.

## Conclusão

O tempo total do exame pode se alongar com o uso de contraste intravenoso na RM porque são realizadas sequências adicionais após o contraste. Na maioria dos casos, devem ser executadas sequências ponderadas em T1 e T2 antes do uso do gadolínio, seguida pela administração do contraste e uma ou mais séries ponderadas em T1. Sequências múltiplas em T1 após o contraste podem ser usadas nas imagens dinâmicas das mamas, do abdome e do tórax. As sequências múltiplas também são úteis para a avaliação de lesões cerebrais em diferentes planos de aquisição





**Figura 11.19** Imagens sagitais de mamas, ponderadas em T1, adquiridas sem (à esquerda) e com (à direita) gadolínio. Observe que a lesão é realçada na imagem à direita, após a injeção de gadolínio.

335

de imagens. O gadolínio aprimorou a visualização dessas lesões em muitos casos e viabilizou a delimitação mais precisa das lesões em imagens ponderadas em T1.

O aumento no uso dos agentes de contraste elevou a responsabilidade do operador do sistema. O operador deve conhecer a dosagem, a cronologia e os possíveis artefatos de imagem associados aos agentes de realce de contraste. O técnico em radiologista ou o tecnólogo deve compreender que lesões (do mesmo modo que estruturas saudáveis, como vasos de fluxo lento e outras estruturas) podem ser realçadas por agentes de contraste. Artefatos de movimento de fluxo aumentam com o uso do gadolínio e devem, portanto, ser antecipados e compensados pelo operador, especialmente na aquisição de imagem de áreas muito vascularizadas do corpo. Além disso, o gadolínio deve ser combinado com técnicas de supressão de gordura, no caso de suspeita de que o aumento do sinal produzido pelo realce tornar-se-á isointenso com relação a tecidos gordurosos. Finalmente, concentrações diferentes de gadolínio afetam o contraste da imagem e produzem um efeito de camadas na bexiga.







# 12

## Técnicas de Imagem Funcional

- Introdução, 337
- Imagem ponderada por difusão (DWI), 337
- Imagem de perfusão, 342
- Ponderação em suscetibilidade magnética (SWI), 343
- Aquisição de imagens funcional, 343
- RM intervencionista, 344
- Espectroscopia por RM (ERM), 346
- Imagens do corpo inteiro, 348
- Microscopia por RM (MRM), 349

### Introdução

Os capítulos anteriores apresentaram as bases para a ressonância magnética (RM) por meio da descrição das sequências de pulso fundamentais e da formação de imagem. O desenvolvimento tecnológico de sistemas de *hardware* e *software* possibilitou sequências de imagem ultrarrápidas da ordem de milissegundos. Sequências ultrarrápidas viabilizam uma faixa de abrangência quase ilimitada de aplicações que não seriam possíveis por sequências de imagem por RM convencional. A maioria desses avanços é coletivamente chamada de **técnicas de imagem funcional** porque capacita o emprego da RM para a avaliação funcional e fisiológica, em oposição à aquisição de imagens estrutural convencional.

Entre as aplicações, estão:

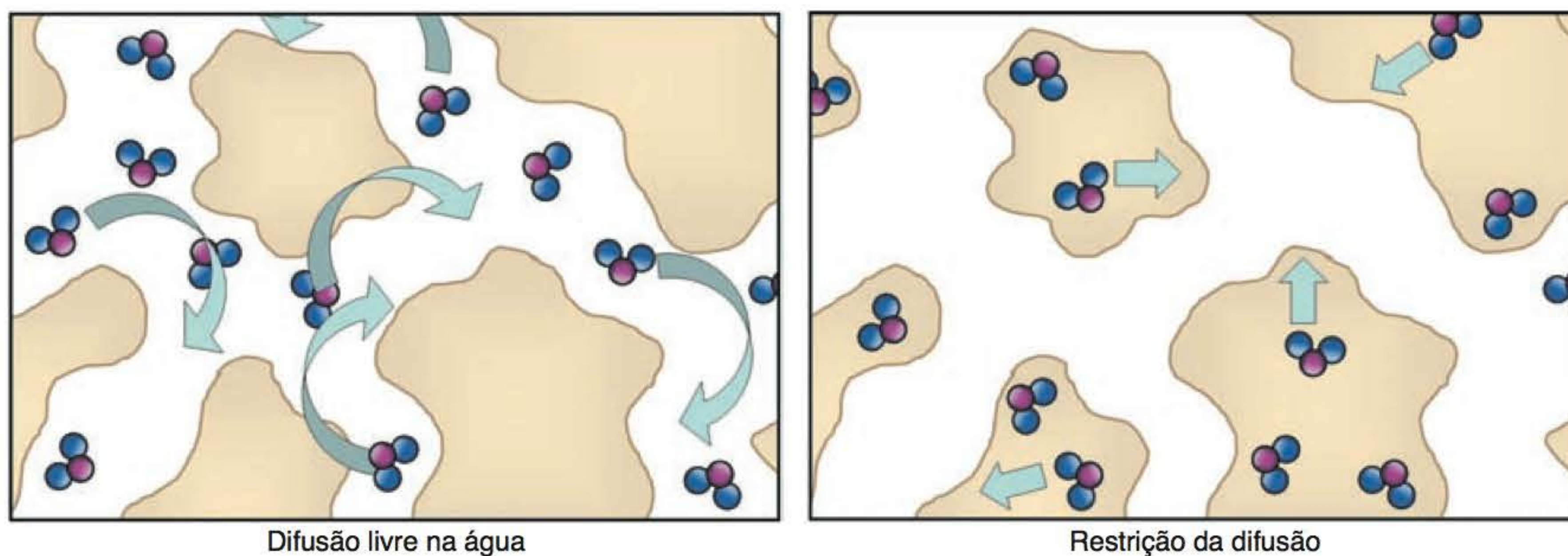
- imagem ponderada em difusão (DWI, *diffusion weighted imaging*)
- imagem de perfusão
- imagem cerebral funcional (fRM)
- imagem do movimento e perfusão cardíacos em tempo real (descrita no Capítulo 8)
- espectroscopia por ressonância magnética (ERM)
- imagem do corpo inteiro
- RM com microscopia (MRM).

Este capítulo descreve as técnicas de imagem funcional e suas aplicações.

### Imagem ponderada por difusão (DWI)

Difusão é o termo empregado para descrever o movimento de moléculas no espaço extracelular decorrente da movimentação térmica aleatória, a qual é restrita a limites como ligações, membranas e macromoléculas (Figura 12.1). Algumas restrições no processo de difusão são direcionais, dependendo da estrutura dos tecidos, e a difusão também pode ser restrita por uma patologia. O deslocamento efetivo das moléculas que se difundem por uma área de tecido por segundo é chamado de **coeficiente de difusão aparente** (ADC, *apparent diffusion coefficient*). Em áreas de





**Figura 12.1** Difusão livre e restrita na água.

338

difusão restrita, o ADC é baixo, enquanto em áreas de difusão livre é alto. Uma sequência pode ser sensibilizada por esse movimento por meio da aplicação de dois gradientes, um em cada lado do pulso de radiofrequência (RF) de  $180^\circ$ . Isso funciona de maneira similar à ARM por contraste de fase (veja o Capítulo 8), no sentido de que *spins* estacionários não vão adquirir alteração de fase efetiva após a aplicação dos gradientes. *Spins* em movimento, no entanto, vão adquirir essa mudança de fase que resultará na perda de sinal. Na aquisição de imagens por difusão, o tecido normal que exibe ADC alto tem intensidade de sinal mais baixa do que o tecido com patologia, que tem um ADC baixo, visto que as moléculas em seu interior têm movimentação livre, enquanto na presença de uma patologia ocorre restrição da difusão.

## Saiba mais: a difusão é outro tipo de ponderação

A mudança de sinal depende do ADC do tecido e da potência, da duração e do intervalo dos gradientes (coletivamente chamados de **fator/valor b**, e é similar ao VENC (*velocity encoding*), na ARM por contraste, veja o Capítulo 8). No Capítulo 2, foi discutido de que maneira os parâmetros de contraste extrínsecos, como TR e TE, controlam o grau com que parâmetros de contraste intrínsecos, como T1, T2 e densidade protônica, contribuem para o contraste geral da imagem. Por exemplo, o TE controla o grau de contraste em T2 que é observado na imagem. Na aquisição de imagens por difusão, um parâmetro de contraste extrínseco (fator b) controla o grau com que o ADC de um tecido contribui para a ponderação da imagem. Se TE e TR são longos e  $b = 0$ , então a imagem é ponderada em T2.

Se, então, elevarmos o fator b, a ponderação da imagem muda de T2 para ponderação por difusão. Isso quer dizer que a região apresentará alto sinal, não por causa de seu longo tempo T2, mas porque tem ADC baixo. É por isso que essa técnica é chamada de **imagem ponderada por difusão (DWI, diffusion weighted imaging)**. Na verdade, é outro tipo de ponderação. O fator “b” é expresso em unidades de  $s/mm^2$ . Os valores típicos de “b” variam entre  $500 s/mm^2$  e  $1.500 s/mm^2$ .

## DWI e efeitos direcionais

O gradiente de difusão discutido anteriormente pode ser aplicado ao longo dos três eixos, individualmente ou em conjunto. Aquisições individuais com gradientes diferentes sensibilizam a sequência de modo a restringir a difusão ao longo de um eixo específico. Isso é útil na obtenção de imagens de áreas com diferença na direção de difusão. O melhor exemplo ocorre com a substância branca do cérebro, no qual os tratos de substância branca tomam rotas específicas pelo cérebro e pela medula espinal. O uso da DWI com aplicação de determinado gradiente nos possibilita visualizar os tratos da substância branca em imagens separadas. Tecidos com tal característica são chamados **anisotrópicos**; tecidos em que isso não ocorre (como a substância cinzenta) são chamados **isotrópicos**.



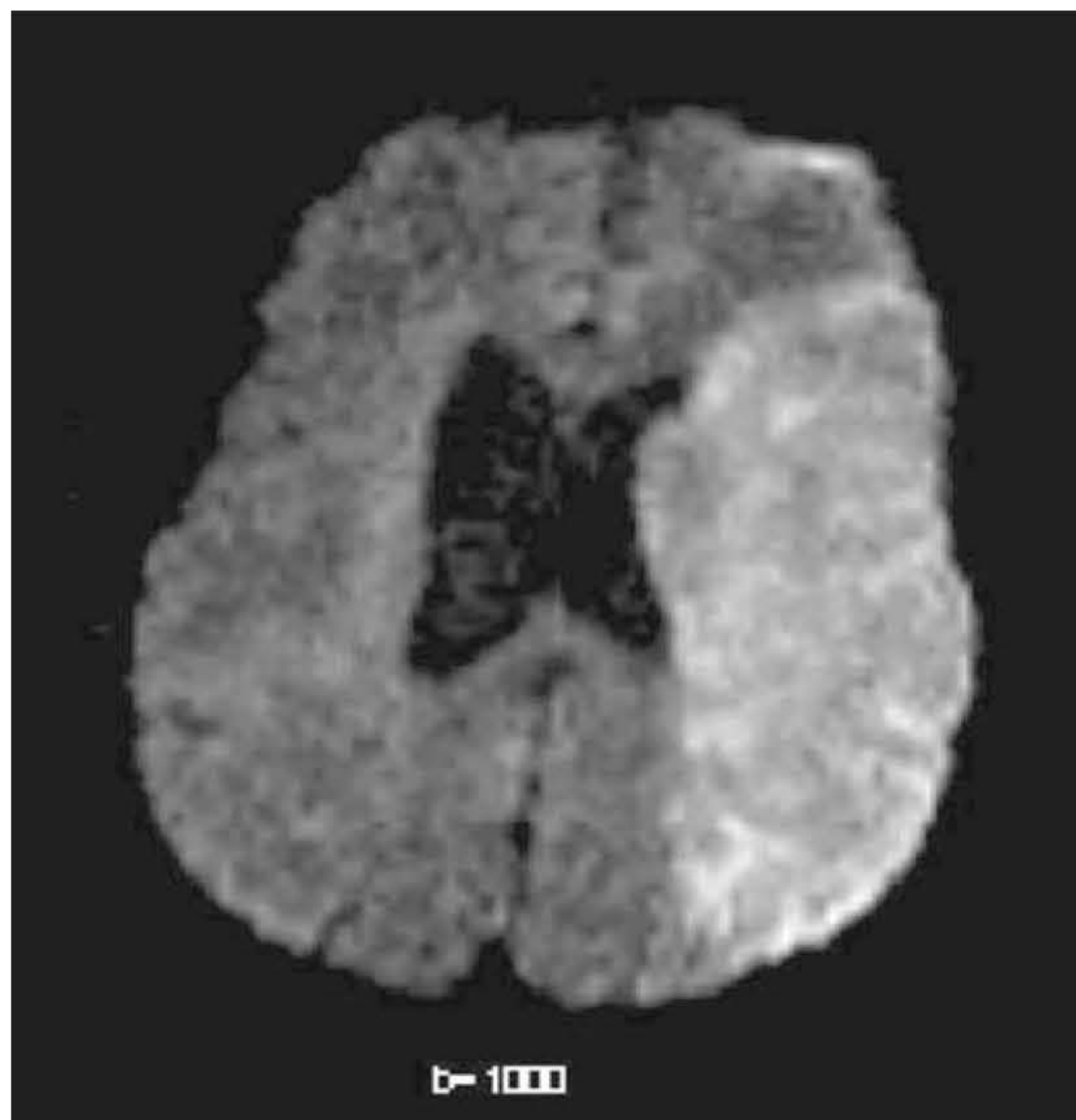
## DWI e sequências

Na DWI, são comumente utilizadas sequências *spin-eco* nas quais os gradientes são aplicados em cada um dos lados de um pulso de RF de  $180^\circ$  para sensibilizar a sequência para modificações na difusão. Geralmente, são utilizadas sequências muito rápidas como SS-SE-EPI (veja o Capítulo 5). Isso é feito não porque a ocorrência da difusão seja especialmente rápida, mas porque precisamos reduzir outros tipos de movimento como fluxo, para que apenas o movimento por difusão seja medido. Normalmente são usadas sequências SE-EPI *single* ou *multi-shot* para a aquisição de imagens em poucos segundos. No entanto, em áreas com pouco artefato de movimento, pode ser usada uma sequência *spin-eco* convencional.

Como enumerados a seguir, são dois os tipos de imagem DW.

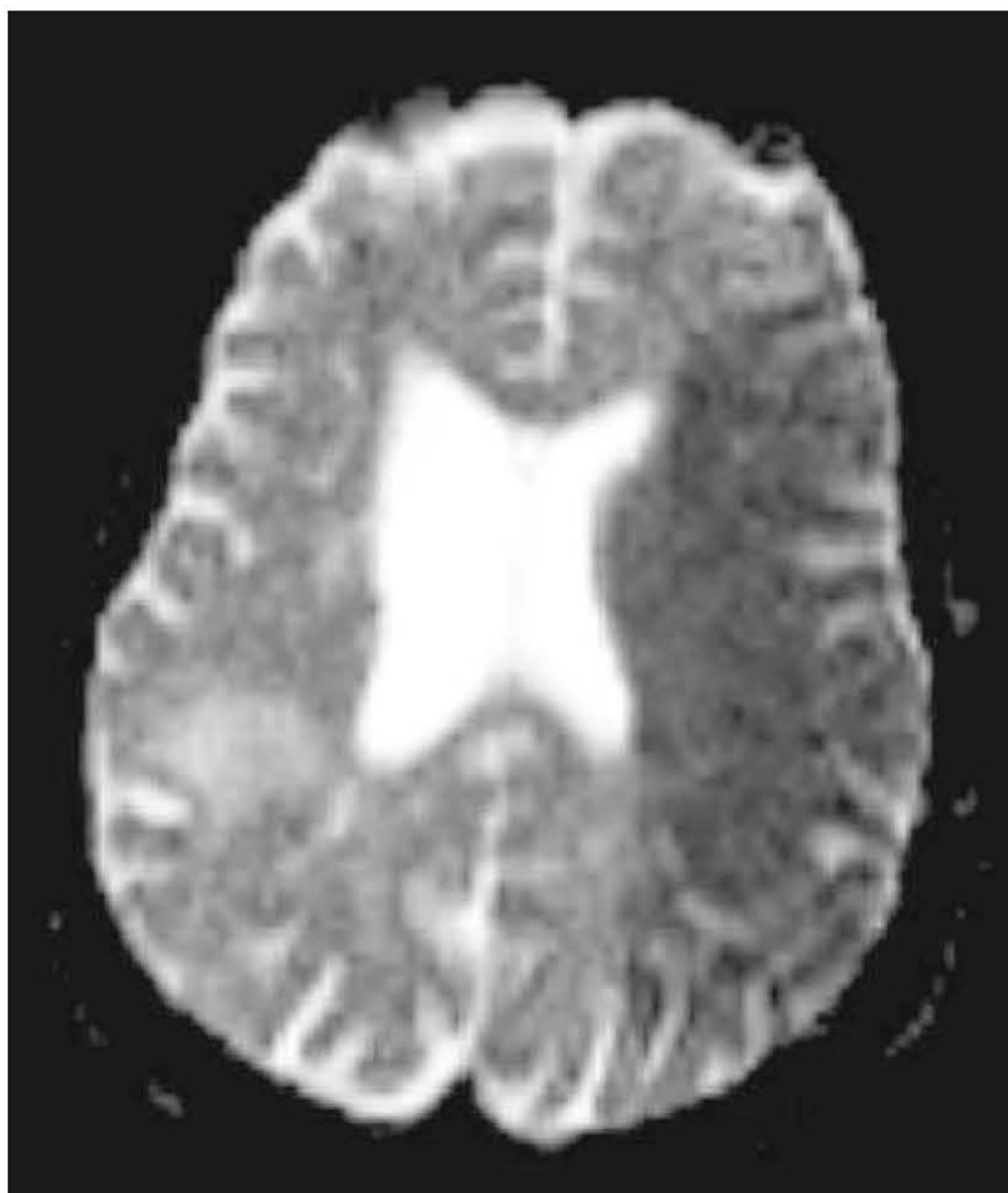
- As imagens de difusão ou *trace*, nas quais o tecido danificado e com difusão restrita (ADC baixo) é mais brilhante que o tecido normal, em que a difusão é livre (ADC alto). Isso ocorre porque os *spins* em tecidos com restrição são refocalizados porque permanecem no mesmo lugar durante a aplicação de ambos os gradientes. No entanto, em tecidos normais, nos quais a difusão é aleatória, a refocalização não é completa e os sinais são cancelados. Se o movimento varia rapidamente, ocorre atenuação da difusão e perda de sinal nessa área. Consequentemente, o tecido anormal é mais brilhante que o tecido normal
- Os mapas de ADC, que são obtidos por meio de pós-processamento, calculando-se o ADC para cada voxel de tecido e alocando uma intensidade de sinal conforme o seu valor. Portanto, tecidos com restrição, cujo ADC é baixo, são mais escuros do que áreas de difusão livre, que têm ADC alto. O contraste é, portanto, o espelho de imagens *trace*. Isso é útil quando o efeito residual T2 (**T2 shine through**) é um problema.

O *shine through* ocorre quando lesões ou áreas com tempos de decaimento T2 muito longos permanecem brilhantes nas imagens DW ou *trace*. Portanto, é difícil saber se representam ou não uma área com restrição de difusão. Com a produção de mapas de ADC, é possível diferenciar as áreas com ADC baixo das com tempo de decaimento T2 longo. Observe as Figuras 12.2 e 12.3.



**Figura 12.2** Imagem *trace* axial. A patologia retorna um sinal mais forte que o do tecido cerebral normal.





**Figura 12.3** Mapa ADC. A área de anormalidade agora tem baixo sinal, uma vez que tem ADC baixo.

Na imagem *trace*, o tecido infartado é brilhante; enquanto no mapa ADC, é escuro. O mapa ADC possibilita a diferenciação entre essa área e outras com alta intensidade de sinal observadas no mapa ADC. Essas áreas representam tecidos com tempo de decaimento T2 longo, e não com ADC baixo.

## Aplicações de DWI

O emprego mais comum da DWI é na aquisição de imagens do cérebro após um acidente vascular isquêmico. No começo de um acidente vascular cerebral (AVC), logo após a manifestação da isquemia, mas, antes do infarto ou de dano permanente ao tecido, as células incham e absorvem água do espaço extracelular. Como as células estão cheias de moléculas grandes e de membranas, a difusão é restrita e o ADC do tecido é reduzido. Essas áreas aparecem brilhantes nas imagens *trace* e tais alterações podem ser observadas minutos após um acidente isquêmico em oposição a horas e até dias nas técnicas convencionais de RM. A RM por difusão pode mostrar lesões isquêmicas reversíveis e irreversíveis, tendo potencial para fazer a distinção entre os tecidos que podem ser recuperados e os com danos irreversíveis, antes da intervenção terapêutica. Entretanto, o *timing* da RM por difusão é importante – ela pode visualizar apenas lesões recentes, uma vez que a difusão da água diminui após dias da manifestação do AVC.

A DWI também pode ser usada para diferenciar lesões malignas de benignas e tumores de edema e acidente isquêmico. Isso é possível porque os processos patológicos têm valores diferentes de ADC. Além disso, a DWI tem se mostrado uma ferramenta importante na aquisição de imagens no cérebro de recém-nascidos, casos em que, muitas vezes, é difícil fazer a distinção entre acidente isquêmico e mielinização do cérebro. A DWI também tem sido usada para mapear



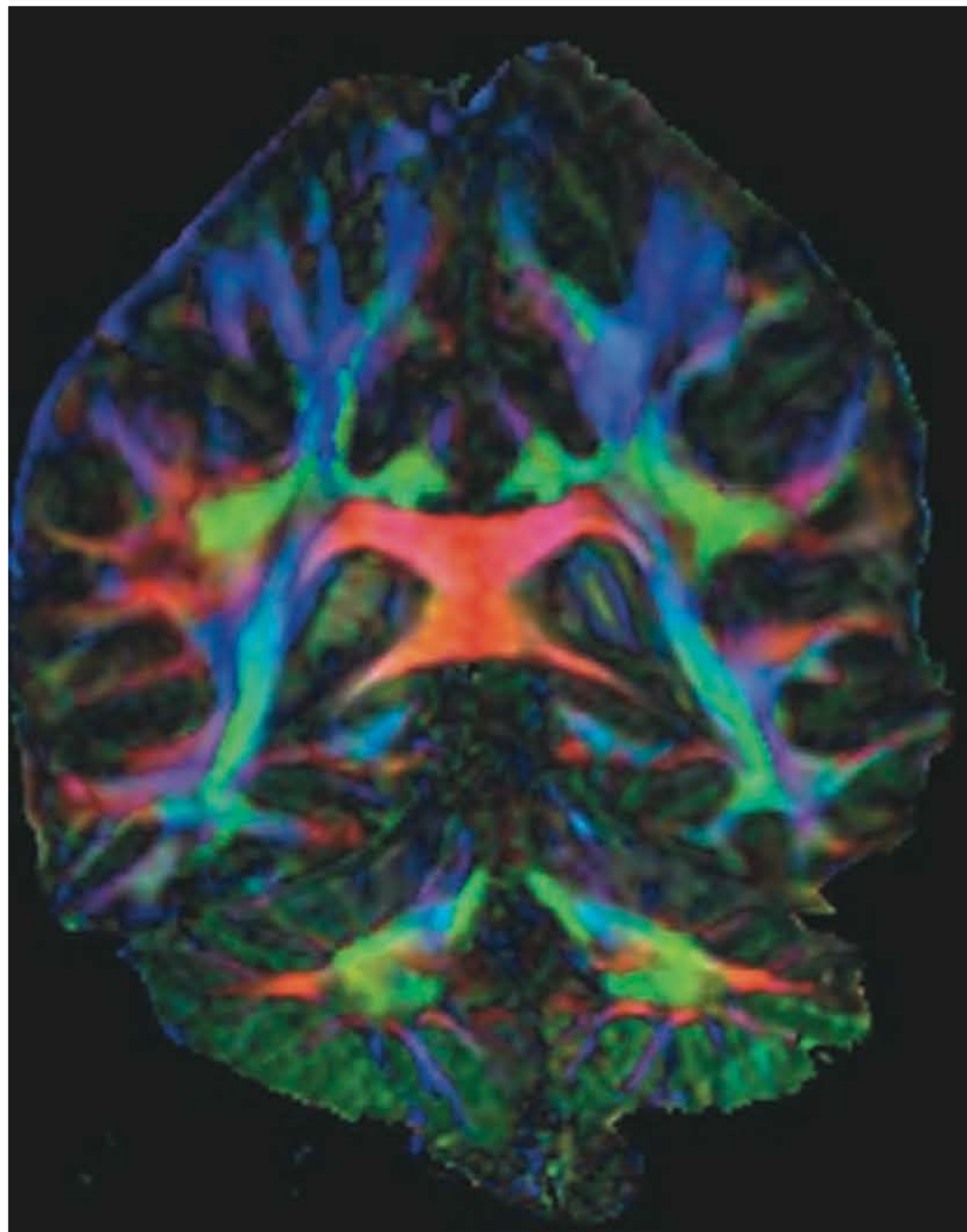
o padrão de mielinização de lactentes pré-termo, para auxiliar na compreensão do processo e na maneira como eventos hipóxicos causam determinados tipos de dano cerebral. A anatomia dos tratos da substância branca pode ser mapeada utilizando gradientes multidirecionais em **imagens com tensor de difusão (DTI, *diffusion tensor imaging*)** (Figura 12.4). Isso tem viabilizado imagens bem detalhadas da substância branca *in vivo* e pode vir a possibilitar o uso de DWI para a aquisição de imagens de determinadas patologias da substância branca.

Há vários estudos em andamento sobre o uso de DWI em outras áreas e patologias. Até o momento, os estudos incluem:

- caracterização de lesões hepáticas como carcinoma hepatocelular, metástases e hemangiomas
- diferenciação entre tumores pancreáticos produtores de muco e outros tumores
- caracterização de tumores das mamas e da próstata
- aquisição de imagens de lesões musculoesqueléticas
- aquisição de imagens de dano ventricular esquerdo após infarto do miocárdio
- distinção entre fraturas patológicas e traumáticas
- sobreposição de DWI em imagens ponderadas em T1 para a combinação de dados estruturais e funcionais
- avaliação de contusões ósseas.

341

Fica claro que a DWI tem aplicações em diversas áreas do corpo e que seu uso crescerá no futuro.



**Figura 12.4** Imagem com tensor de difusão mostrando os tratos da substância branca.



## Imagem de perfusão

Medições da perfusão clínica podem ser feitas com o uso de radiofármacos, porém como a RM é uma técnica não ionizante de alta resolução espacial e temporal que pode ser registrada juntamente com informações anatômicas, há um grande interesse em exames RM de perfusão. Perfusão é o fluxo sanguíneo regional dos tecidos e é definido como o volume de sangue que flui em um grama de tecido. Perfusão é uma medida da qualidade do suprimento vascular de um tecido, e, como geralmente o suprimento vascular e o metabolismo estão relacionados, a perfusão também pode ser usada para medir a atividade tecidual.

A perfusão é medida com o uso da RM por meio da marcação das moléculas de água no sangue arterial durante a aquisição de imagens. Essa marcação pode ser conseguida por meio da administração de um *bolus* de contraste exógeno como o gadolínio, ou pela saturação dos prótons no sangue arterial com pulsos de RF de inversão ou de saturação. Como a diferença entre as imagens com e sem marcação é muito pequena, é indicado o emprego de métodos de aquisição ultrarrápida de imagens para reduzir a ocorrência de artefatos. Em seu tipo mais simples, as imagens de perfusão podem ser obtidas por meio de aquisições rápidas antes, durante e após a administração intravenosa rápida de contraste. Nesse caso, são obtidas diversas sequências gradiente-eco incoerente ultrarrápidas, com suspensão do fôlego, na mesma localização do corte. Como o gadolínio encurta o tempo de recuperação T1, estruturas viscerais de alta perfusão aparecem brilhantes nas sequências gradiente-eco rápidas ponderadas em T1. Essa técnica é útil na avaliação de vísceras como os rins, o fígado e o baço.

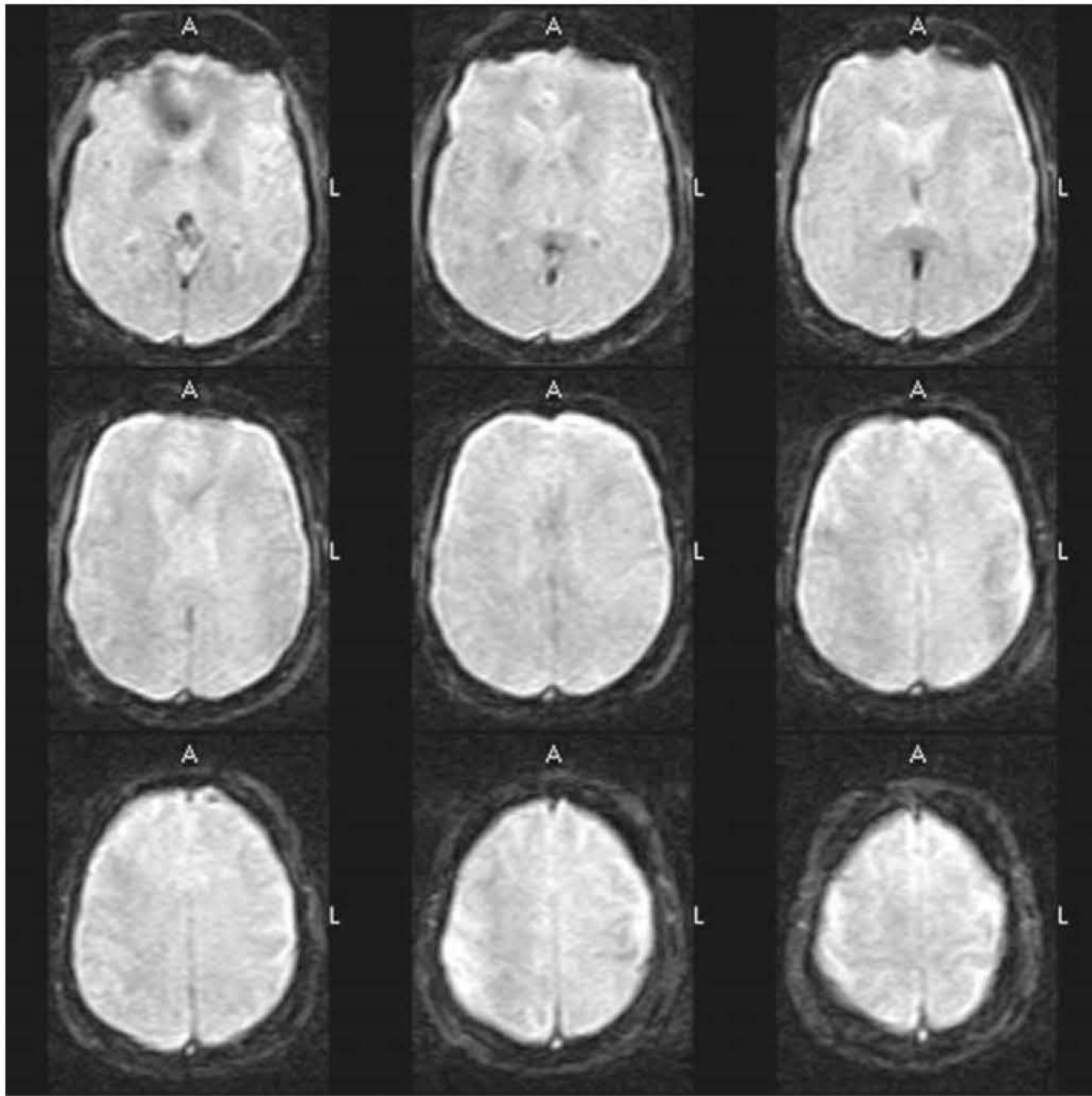
Outra técnica de avaliação da perfusão usa a administração intravenosa de um *bolus* de gadolínio durante aquisições ultrarrápidas ponderadas em T2 ou T2\*. Nesse caso, o agente de contraste causa um declínio transitório no decaimento em T2 e T2\* em torno da microvasculatura perfundida com o contraste. Geralmente são empregadas sequências SS-GE-EPI, uma vez que produzem resolução temporária, necessária para medir esse tipo de alteração transitória (Figura 12.5). Sequências gradiente-eco EPI, especialmente quando utilizadas com deslocamento do eco (em que TE é mais longo que TR), maximizam os efeitos de suscetibilidade. Após a aquisição dos dados, uma curva de decaimento do sinal é utilizada para verificar o volume de sangue, o intervalo transitório e a medição da perfusão. Essa curva é conhecida como **curva de intensidade do tempo**. As curvas de intensidade de tempo para imagens múltiplas adquiridas durante e após a administração do contraste são combinadas para criar um mapa do volume sanguíneo cerebral (VSC).

A imagem de perfusão com a marcação dos *spins* arteriais é outra técnica de perfusão. Com ASL contínua (CASL, *continuous arterial spin labeling*), os *spins* arteriais são atenuados por pulsos de inversão ou saturação fora do FOV. Uma imagem sem marcação também deve ser obtida como referência. Nessa técnica, a imagem de referência é subtraída da imagem com marcação. A marcação dos *spins* é uma alternativa não invasiva à introdução de agentes de contraste exógenos, que é potencialmente quantitativa.

## Aplicações da imagem de perfusão

Essas técnicas podem ser empregadas para a avaliação de doenças isquêmicas ou metabólicas em repouso ou durante exercício. Além disso, a malignidade de neoplasmas podem se refletir no aumento do metabolismo ou da perfusão tecidual. No mapa do VSC, as áreas de baixa perfusão aparecem escuras (sinalizando AVC) enquanto áreas de alta perfusão aparecem brilhantes (sinalizando malignidade). Esse tipo de técnica tem grande potencial para avaliação da viabilidade dos tecidos e do metabolismo de órgãos vasculares como coração, estruturas viscerais e cérebro. Em especial, padrões de perfusão característicos podem ser visualizados nos casos de carcinoma hepatocelular, metástases e hemangiomas. Em imagens renais, alterações focalizadas agudas podem ser observadas em casos de estenose da artéria renal com o uso de técnicas de perfusão.





**Figura 12.5** Imagens de perfusão.

## Ponderação em suscetibilidade magnética (SWI)

A ponderação por suscetibilidade usa as diferenças de suscetibilidade entre os tecidos para a geração de contraste. São empregadas sequências gradiente-eco com TE longo, e, assim, o sinal dos tecidos com suscetibilidade magnética diferente se tornam fora de fase. Esse efeito de fase é usado para criar o contraste da imagem.

### Aplicações de SWI

A SWI possibilita a aquisição de imagens em pequenos voxels de vasos sanguíneos e tecidos carregados de ferro e atualmente na prática clínica é mais útil em casos de AVC e trauma.

## Aquisição de imagens funcional

A aquisição de imagens funcional por RM (fRM) é uma técnica rápida de RM que realiza a aquisição de imagens cerebrais durante períodos de atividade ou estimulação e em repouso. Os dois conjuntos de imagem são, então, subtraídos, demonstrando a atividade funcional do cérebro como resultado do aumento do fluxo sanguíneo no córtex ativado. Quando essa técnica começou a ser empregada, a visualização do fluxo sanguíneo era feita com o uso de agentes de contraste. Mais recentemente, porém, o sangue tem sido usado como um contraste interno.



As propriedades magnéticas do sangue são importantes para a compreensão de tal técnica. A hemoglobina é uma molécula que contém ferro e transporta oxigênio no sistema vascular uma vez que o oxigênio se liga diretamente ao ferro. Em ligação com o oxigênio (na forma de oxi-hemoglobina), as propriedades magnéticas do ferro são em grande parte suprimidas, contudo, sem a ligação com o oxigênio (deoxi-hemoglobina), a molécula se torna mais magnética. Portanto, a oxi-hemoglobina é diamagnética e a deoxi-hemoglobina é paramagnética. A deoxi-hemoglobina paramagnética cria um campo magnético heterogêneo a seu redor. Esse campo magnético heterogêneo aumenta o decaimento em  $T2^*$  e atenua o sinal das regiões que contém deoxi-hemoglobina.

Em repouso, o tecido utiliza uma fração substancial do sangue fluindo pelos capilares, de modo que o sangue venoso contém uma mistura quase equivalente de oxi-hemoglobina e deoxi-hemoglobina. Durante a prática de exercício, no entanto, quando o metabolismo se eleva, a necessidade de oxigênio é maior e, conseqüentemente, ele é mais extraído dos capilares. Em tecidos musculares, a concentração de oxi-hemoglobina no sistema venoso pode ser muito baixa. O cérebro, entretanto, é muito sensível a baixas concentrações de oxi-hemoglobina, portanto, o sistema vascular cerebral aumenta o fluxo sanguíneo para a área ativada. A oxigenação do sangue aumenta durante a atividade cerebral, e regiões específicas do córtex cerebral são ativadas em tarefas específicas. Por exemplo, enxergar ativa o córtex visual; ouvir, o córtex auditivo; funções de tato, o córtex motor etc. Tarefas mais sofisticadas, como paradigmas confusos e outras que estimulam o raciocínio, ativam outros córtices cerebrais.

O efeito fisiológico mais importante, que produz alterações na intensidade do sinal MR entre períodos de estímulo e repouso é chamado **BOLD** (*blood oxygenation level dependent*). O efeito BOLD explora as diferenças entre a suscetibilidade magnética da oxi-hemoglobina e da deoxi-hemoglobina, como resultado de aumento no fluxo sanguíneo cerebral e do pouco ou nenhum aumento no consumo de oxigênio local que ocorre durante a estimulação. Como a deoxi-hemoglobina é paramagnética, vasos que contêm uma quantidade significativa dessa molécula criam heterogeneidades no campo local, causando defasagem e, conseqüentemente, perda de sinal. Durante a atividade, o fluxo de sangue para o córtex aumenta, causando uma queda nos níveis de deoxi-hemoglobina, o que resulta na redução da defasagem e no correspondente aumento na intensidade do sinal. Esses efeitos têm vida curta, portanto requerem sequências extremamente rápidas como EPI ou gradiente-eco rápida. Para explorar os efeitos em  $T2^*$ , as imagens BOLD geralmente são adquiridas com TE longo (40 a 70 ms), enquanto a tarefa é modulada em “on” e “off”. As imagens em “off” são, então, subtraídas das imagens “on”, e é realizada uma análise estatística mais sofisticada. Regiões que tenham sido ativadas acima de determinado limiar são sobrepostas a imagens anatômicas (Figura 12.6). São essas regiões que refletem a atividade cerebral. Com o uso de sequências EPI, as imagens podem ser coletadas em um tempo muito curto, portanto, em princípio, é possível conseguir alta resolução temporal. Entretanto, a resolução temporal é limitada por um borrão intrínseco da resposta hemodinâmica e por uma razão sinal-ruído (SNR) finita.

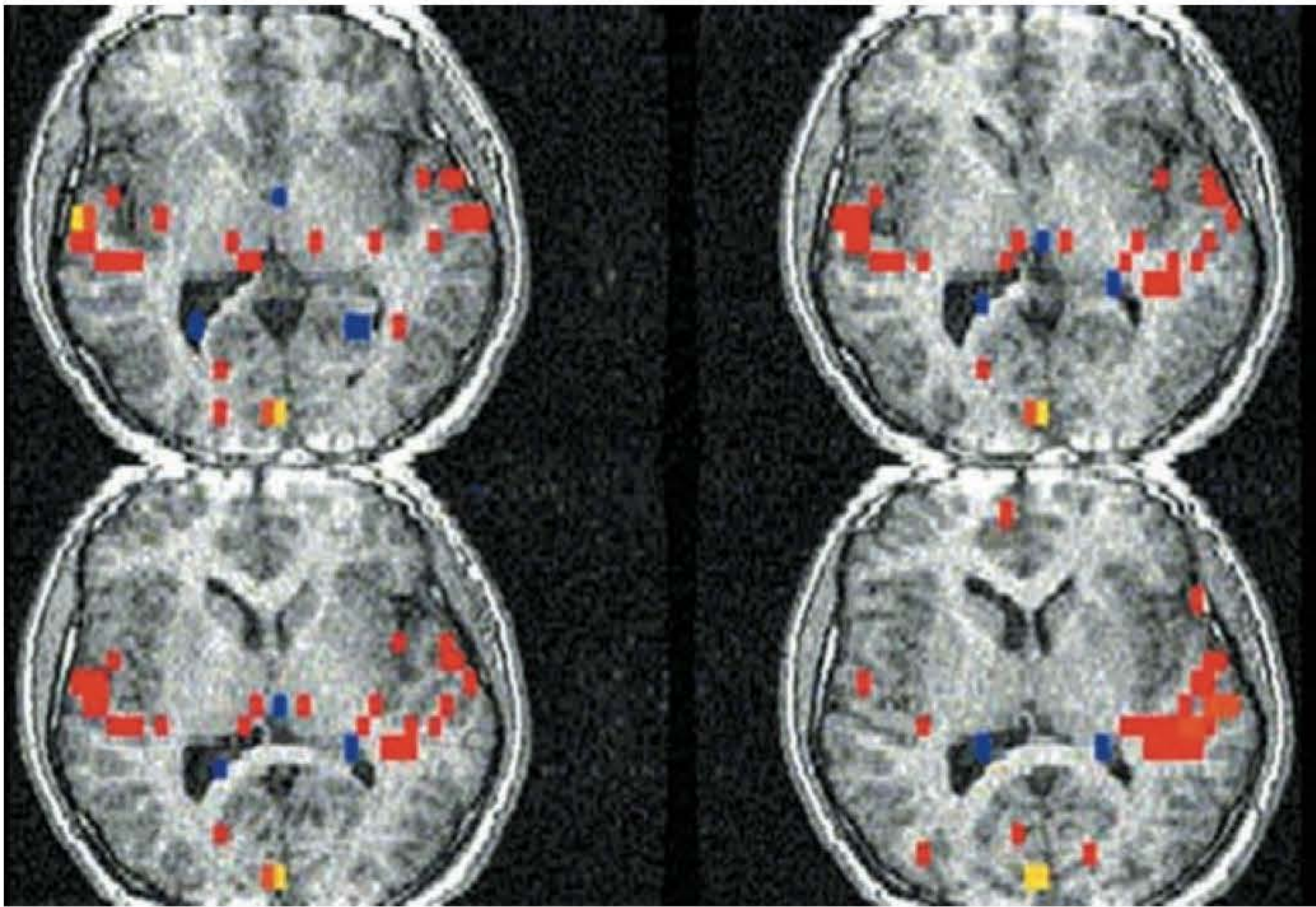
Independentemente das limitações, não há dúvidas de que essa sofisticada técnica aumenta nossa compreensão sobre o funcionamento cerebral e tem inúmeras aplicações clínicas, incluindo a avaliação de um AVC, epilepsia, dor e problemas de comportamento. Há também certo potencial para a imagem abdominal: particularmente, imagens BOLD têm sido empregadas para prever necrose tubular renal e isquemia mesentérica.

## RM intervencionista

Alguns centros médicos já utilizam a RM para procedimentos intervencionistas. A segurança inerente aliada à facilidade multiplanar da RM torna essa modalidade ideal para alguns procedimentos cirúrgicos. Entretanto, para o desenvolvimento dessa técnica, foram necessárias diversas modificações nas opções de *hardware* e *software* existentes.

Dada a natureza restrita dos sistemas convencionais semicondutores, é necessário um *design* mais aberto de magneto que possibilite ao paciente o fácil acesso durante o procedimento.





**Figura 12.6** Imagens BOLD do cérebro. As áreas funcionais são mostradas em vermelho.

Magnetos permanentes de baixo campo são ideais do ponto de vista de acesso, mas a qualidade da imagem e os tempos de aquisição restringem seu uso a intervenções mais simples. Um sistema intervencionista usa um semicondutor de 0,5 T na forma de dois aros circulares, que viabilizam o pronto acesso ao paciente e a aquisição de imagens em tempo real (Figura 12.7). Esse sistema capacita:

- aquisições intraoperatórias de imagens RM sem movimentação do paciente
- estereotaxia guiada por imagens *online* sem aquisição de imagens pré-operatórias
- acompanhamento “em tempo real” dos instrumentos no campo cirúrgico registrado para imagens de RM
- localização precisa da área sob exame (obtida pela triangulação)
- monitoramento contínuo do procedimento em três dimensões (utilizando os monitores no interior do tubo).



**Figura 12.7** Sistema magnético intervencionista.



No entanto, essa é uma técnica de alto custo. Bobinas de transmissão e recepção flexíveis foram especialmente projetadas para caber em torno da área de intervenção possibilitando o acesso para a realização do procedimento. Foram desenvolvidas molas endovasculares que viabilizam o rastreamento em tempo real do interior dos vasos. Além disso, todos os instrumentos cirúrgicos devem ser feitos com material não ferromagnético e produzir o mínimo de artefatos de suscetibilidade, de modo a não obscurecer o campo cirúrgico. O equipamento de anestesia e monitoramento também deve ser seguro para uso em ambiente de RM.

## Aplicações da RM intervencionista

Independentemente das implicações associadas ao *design* e à segurança, a RM intervencionista tem sido utilizada em diversos procedimentos, entre eles:

- aquisição de imagens hepáticas e ablação de tumores
- aquisição de imagens das mamas e excisão de nódulos benignos
- exames ortopédicos e cinemáticos
- manipulação e correção de luxação congênita dos quadris
- biopsias
- cirurgia endoscópica funcional dos seios da face.

346

Uma importante aplicação é a ablação de tumores com *laser* (na qual o calor é usado para a ablação do tumor) ou crioterapia (quando o frio extremo é empregado na ablação). A RM é a única técnica de imagem capaz de distinguir tecidos de diferentes temperaturas. Como o tempo de recuperação T1 e o tempo de decaimento T2 são dependentes da temperatura, as alterações de temperatura modificam o contraste da imagem. Por essa razão, técnicas como terapia a *laser* e crioterapia podem ser monitoradas com o uso de RM.

Terapia por *laser* intersticial (ILT) é uma técnica terapêutica promissora, na qual a energia do *laser* é administrada por via percutânea em diversas profundidades do tecido. Anteriormente, a distribuição do calor proveniente do *laser* era difícil de ser avaliada. O uso de sequências EPI possibilitou o monitoramento de terapias de indução a *laser* em tempo real, proporcionando um método não invasivo de avaliação intraoperatória da distribuição do calor durante ILT. De modo similar, a RM intervencionista tem enorme potencial na avaliação da crioterapia. Essa técnica interessante pode ter influências profundas sobre a radiologia intervencionista. É provável que, no futuro, intervenções vasculares sejam substituídas por sistemas de RM intervencionista, e muitos procedimentos cirúrgicos e intervencionistas serão realizados com o uso de tecnologia de RM.

## Espectroscopia por RM (ERM)

A ERM produz um espectro em vez de uma imagem de RM. Um espectro é uma representação de intensidade do sinal *versus* a frequência, que mostra o deslocamento (*shift*) químico ou a diferença de frequência entre elementos diferentes. Esse deslocamento químico é causado pela blindagem atômica de um átomo específico, para criar uma diferença na potência de campo e, conseqüentemente, na frequência. O deslocamento químico é mensurado em partes por milhão na frequência (ppm). A dispersão química aumenta com a potência do campo. Flúor, carbono e sódio podem ser avaliados com o uso de espectroscopia por ressonância magnética, porém o hidrogênio é o elemento mais usado na prática clínica. A Tabela 12.1 apresenta os espectros típicos do hidrogênio ou de prótons disponíveis nos tecidos de seres humanos.

Embora, ambas usem uma imagem como guia, um espectro é localizado por um dos dois modos a seguir

- As técnicas de **voxel único** usam a intersecção de três cortes para localizar um único voxel, a partir do qual o espectro é medido. Atualmente há dois tipos de técnica de voxel único:
  - STEAM (*stimulated echo acquisition mode*)
  - PRESS (*point resolved spectroscopy spin echo*)



**Tabela 12.1** Espectros típicos do hidrogênio ou de prótons disponíveis nos tecidos de seres humanos.

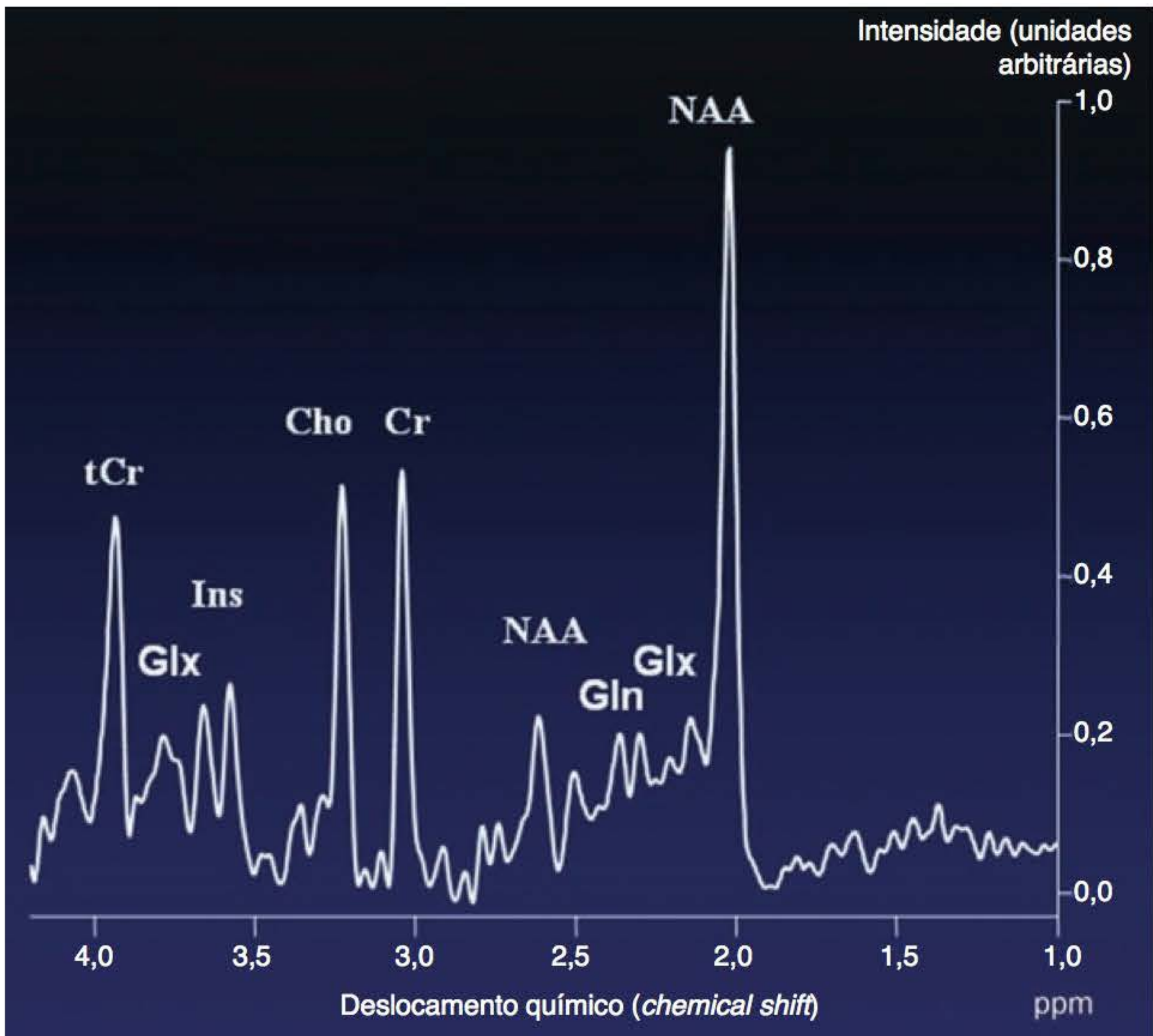
Espectro	Abreviatura	Efeito	Ressonância
NAA-N-acetil aspartato	NAA	Marcador neuronal	2,0 ppm
Lactato	Lac	Produto de glicólise anaeróbica	1,3 ppm
Colina	Cho	Presente na membrana celular	3,2 ppm
Creatina	Cr-PCr		3,0 ppm
Lipídios	Lip	Resultado do decaimento celular	0,9 a 1,3 ppm
Mioinositol	Ins	Marcador de célula glial	3,5 a 3,6 ppm
Glutamina/glutamato	Glx	Neurotransmissor	2,1 a 3,8 ppm

- Ambas localizam-se em uma única aquisição, porém sofrem com a SNR e os artefatos de deslocamento químico. Algumas vezes, o movimento é um problema, se forem usados múltiplos TR
- As técnicas **multivoxel** são mais tempo-eficientes por obterem múltiplos voxels pela codificação do espaço K como na aquisição de imagens convencional.

Pela visualização dos espectros de voxel único ou múltiplo, é possível comparar as quantidades relativas de cada um para determinar um processo patológico (Figuras 12.8 e 12.9). Por exemplo, são indicadores de tumor:

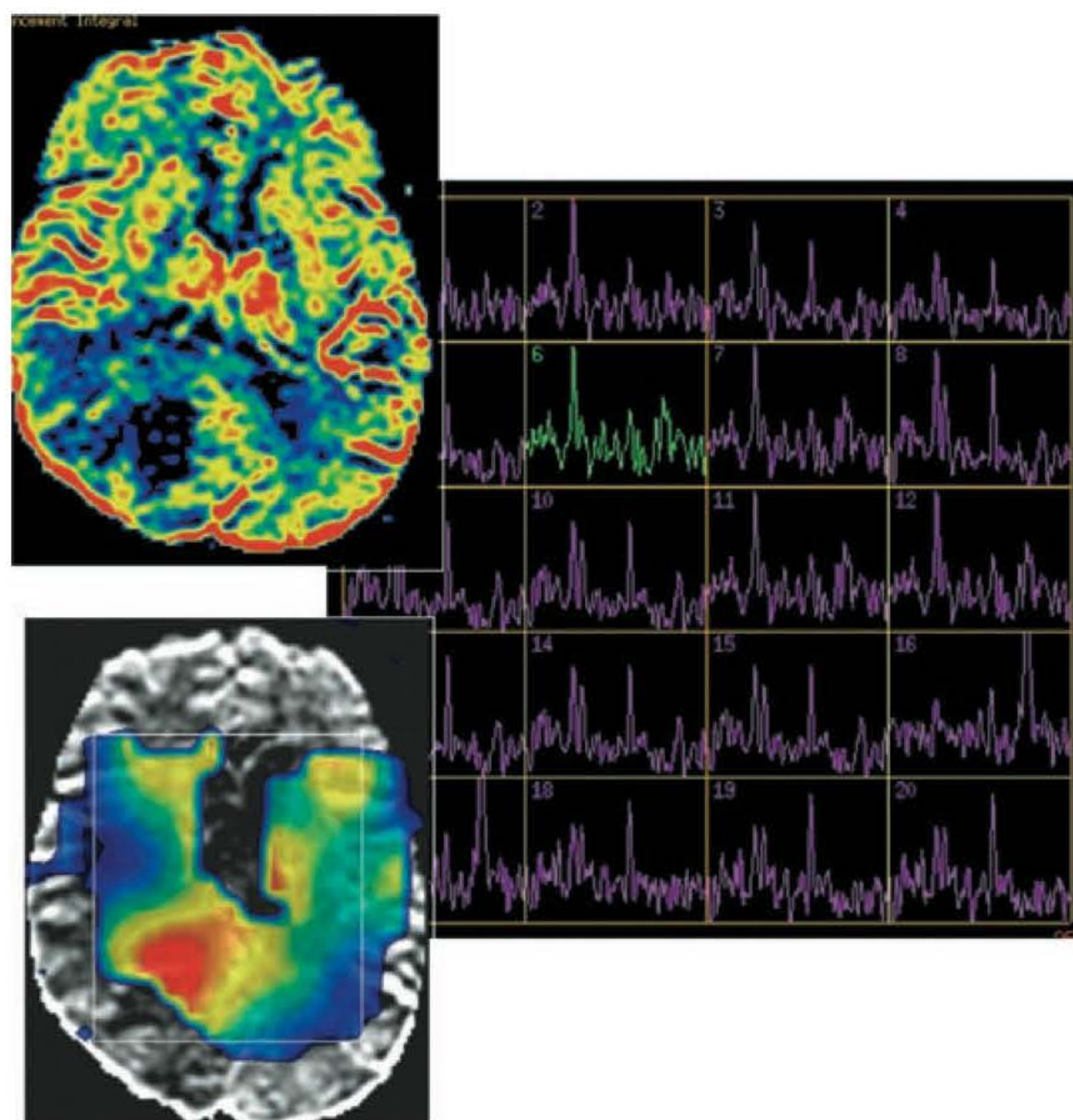
- queda dos níveis de NAA indica invasão de células tumorais
- elevação dos níveis de colina indica crescimento de tumor
- alterações dos níveis de lactato indicam estado anaeróbico
- elevação dos níveis de lipídios indica necrose tumoral.

347



**Figura 12.8** Espectros de RM do cérebro.





**Figura 12.9** Técnica ERM multivoxel.

## Aplicações da espectroscopia por RM (ERM)

As indicações de ERM seriam as seguintes:

- para diagnóstico, juntamente ao RM
- para planejamento da terapia (Figura 12.10)
- para orientação de biopsias
- para auxílio no prognóstico
- para monitoramento terapêutico.

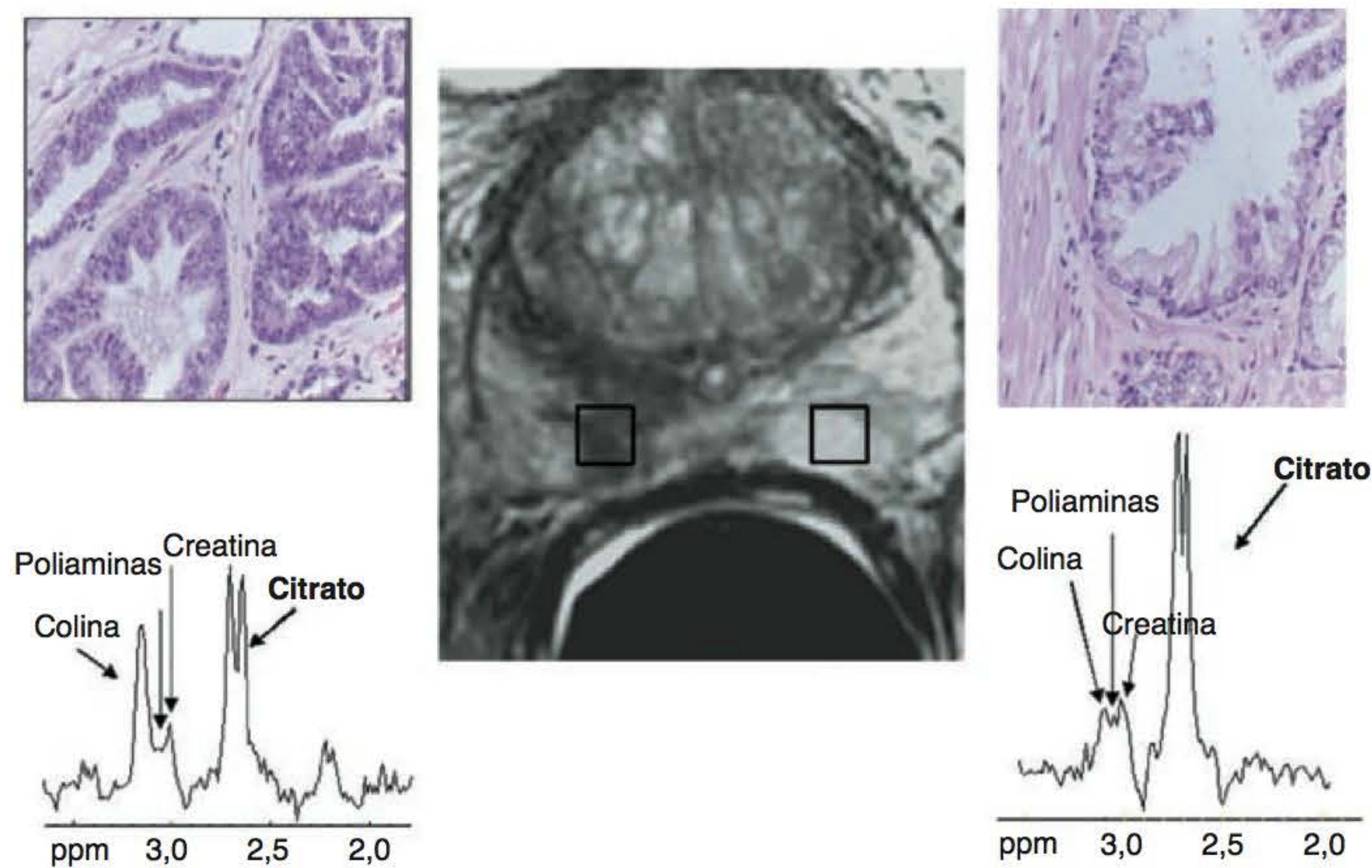
A ERM é útil principalmente nos casos de AVC e no estadiamento de tumores, em especial no cérebro, nas mamas e na próstata. Pode também ser útil no diagnóstico e compreensão da depressão, epilepsia e esquizofrenia.

## Imagens do corpo inteiro

Essa técnica usa a RM para a aquisição de imagens do corpo inteiro em um único exame. É apropriada para a avaliação de pacientes com doenças comuns como câncer e doença cardiovascular e para a pesquisa do esqueleto em pacientes com doenças ósseas disseminadas. A maioria dos centros médicos criou protocolos para o exame independente das áreas, utilizando seqüências rápidas de aquisição de imagens como EPI e turbo gradiente-eco.

Exames adicionais são realizados em pacientes com risco específico de doença. Por exemplo, a aquisição de imagens das mamas deve ser adicionada ao protocolo padrão em pacientes com preocupações específicas relacionadas com patologias mamárias. Os fabricantes estão desenvolvendo ferramentas de *hardware* e *software* que viabilizam a aquisição rápida de imagens de todo o corpo em um único exame (não muito diferente da TC). Isso inclui múltiplas bobinas e canais de recepção independentes que possibilitam um campo de visão (FOV) maior que 200 cm.

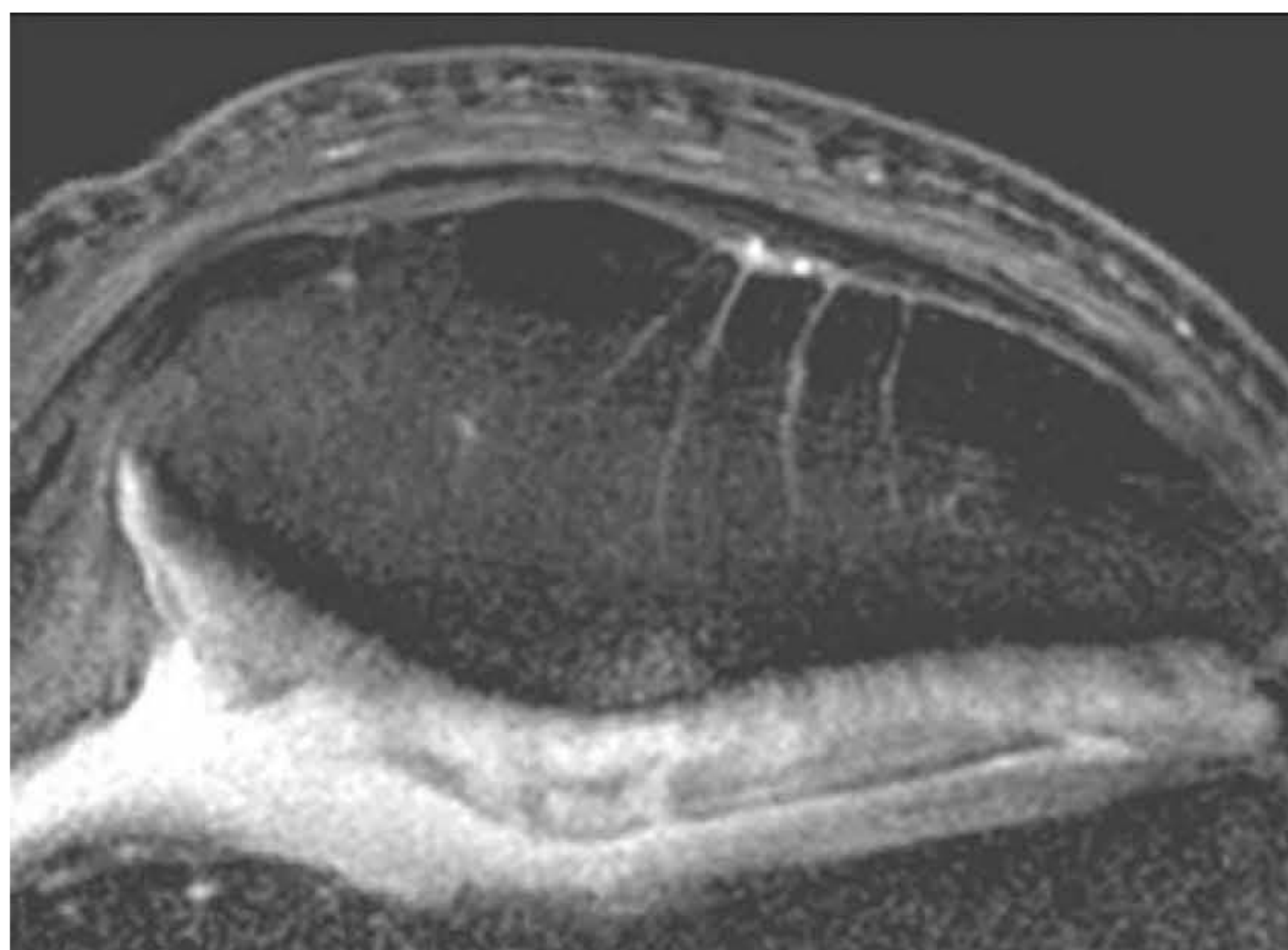




**Figura 12.10** ERM para a imagem da próstata.

## Microscopia por RM (MRM)

A MRM utiliza dados de resolução extremamente precisos para a aquisição de imagens de estruturas com a mesma resolução, como em cortes histopatológicos. Portanto, é uma excelente ferramenta de pesquisa, na medida em que viabiliza um estudo detalhado de áreas muito pequenas de tecido. Os patologistas podem utilizar a MRM para examinar amostras de tecidos sem a necessidade do fatiamento convencional. Com a MRM, os pesquisadores podem estudar modelos de patologia, toxicologia e os efeitos de terapias com medicamentos. Por causa dos problemas de SNR associados a voxels muito pequenos (*veja* o Capítulo 4), são necessários campos de intensidade muito alta e bobinas ultrapequenas para a obtenção de imagens por esse método. A MRM tem sido usada em muitas áreas, porém, na prática clínica, a principal aplicação parece ser na aquisição de imagens de ossos e articulações, especialmente da cartilagem hialina (Figura 12.11).



**Figura 12.11** Microscopia por RM da cartilagem patelar. São empregados voxels muitas e muitas vezes menores do que na aquisição convencional de imagens.







# Glossário

## A

Acoplamento J	Causa aumento do tempo de decaimento T2 de gordura quando são aplicados múltiplos pulsos de RF, como em <i>spin-eco</i> rápido (SER)
Agente de realce em T1	Agente de contraste que abrevia a relação de T1 nos tecidos que captam tal agente
Agentes de realce em T2	Agentes que abreviam os tempos de relaxamento de T2 nos tecidos que captam tal agente
Aliasing	Artefato produzido quando a anatomia fora do FOV é equivocadamente mapeada dentro do FOV
Alnico	Liga usada para fazer ímãs permanentes
Amostragem em rampa	Na qual os pontos de dados de amostragem são coletados quando o tempo de elevação do gradiente está quase completo – a amostragem ocorre enquanto o gradiente ainda está chegando à amplitude máxima, enquanto o gradiente está no máximo da amplitude e quando começa a declinar
Amplificador de RF	Fornece energia às bobinas transmissoras de RF
Amplitude de gradiente	Fornece energia às bobinas de gradiente
Angiografia com contraste de fase (ARM-CF)	Técnica que gera contraste vascular usando a diferença de fases entre os <i>spins</i> estacionários e aqueles em fluxo
Angiografia com múltiplos cortes finos sobrepostos (MOTSA, <i>multiple overlapping thin section angiography</i> )	Método combinando algumas aquisições 3D em alta resolução para produzir uma imagem que tenha boa resolução e grande área de cobertura
Angiorressonância magnética (ARM)	Método de visualização de vasos que contêm núcleos em fluxo, produzindo um contraste entre eles e os núcleos estacionários
Ângulo de inclinação	Ângulo do MVE a $B_0$
Anisotrópicos	Voxels que não estão na mesma dimensão nos três planos
Anti-foldover	Também chamado <b><i>no phase wrap</i></b> . Faz uma superamostragem ao longo do eixo de codificação de fase, aumentando o número de codificações de fase realizadas



<b>Anulação (<i>rephasing</i>) do momento gradiente</b>	Sistema de gradientes que compensa defasagem intravoxel
<b>Aquisição sequencial</b>	Aquisição em que todos os dados de cada corte são adquiridos antes de prosseguir para o próximo
<b>Aquisição volumétrica bidimensional (2D)</b>	Aquisição de poucos dados de cada corte antes de repetir o TR
<b>Aquisição volumétrica tridimensional (3D)</b>	Aquisição na qual todo o volume da imagem é excitado, de modo que as imagens podem ser visualizadas em qualquer plano
<b>ARM-SD</b>	Angiografia por RM com subtração digital – o contraste é produzido seletivamente para <i>spins</i> em movimento durante duas aquisições. Faz-se então a subtração do sinal dos <i>spins</i> estacionários, deixando na imagem somente os <i>spins</i> em movimento
<b>Artefato de Gibbs</b>	Linha de sinal baixo na medula cervical causada por truncamento
<b>Artefato de truncamento</b>	Artefato causado por subamostragem, de modo que as bordas dos sinais alto e baixo não são apropriadamente mapeadas na imagem
<b>Artefato fora de fase</b>	v. <b>registro químico incorreto</b>
<b>Átomo</b>	O menor componente de um elemento que apresenta as propriedades químicas do mesmo; composto por um núcleo contendo nêutrons e prótons
<b>Atraso (<i>delay</i>) de sincronização</b>	Período de espera depois de cada onda R – tempo entre a onda R e o começo da aquisição de dados
<b>B</b>	
<b>B<sub>0</sub></b>	Campo magnético principal medido em tesla
<b>Banho criogênico</b>	Área em torno das bobinas de fios na qual os criogênicos são colocados
<b>Blindagem ativa</b>	Usa bobinas adicionais de supercondução localizadas em cada extremidade do magneto no interior do criostato para blindar o sistema
<b>Blindagem passiva</b>	Blindagem efetuada cercando o magneto com placas de aço
<b>Blipping</b>	Interrupção usada na sequência EPI nas fases de codificação
<b>Bobina de volume</b>	Bobina que transmite e recebe sinal em um grande volume do paciente
<b>Bobina(s) homogeneizadora(s)</b>	Bobina(s) extra(s) usada(s) para tornar o campo magnético o mais homogêneo possível
<b>Bobina transmissora de RF</b>	Bobina que transmite RF em uma frequência ressonante de hidrogênio para excitar núcleos e levá-los a um estado de alta energia
<b>Bobinas de extremidades</b>	Bobinas com uma configuração em sela usadas para imagens dos membros superiores e inferiores
<b>Borrões</b>	Resultado do decaimento de T2* durante o transcorrer de um trem de eco longo



## C

<b>Campo de visão (FOV ou CDV)</b>	Área de anatomia coberta em uma imagem
<b>Campo em franja</b>	Campo magnético disperso fora diâmetro do magneto
<b>CASL</b>	Codificação contínua de <i>spins</i> pela artéria – atenua os <i>spins</i> arteriais por pulsos de inversão ou saturação fora do FOV
<b>Codificação</b>	Uma vez selecionado um corte, o sinal é localizado ou codificado ao longo de ambos os eixos da imagem
<b>Codificação de fase</b>	Localização de um sinal de acordo com sua fase
<b>Codificação da frequência</b>	Localização de um sinal de acordo com sua frequência
<b>Codificação de sensibilidade</b>	v. <b>imagens paralelas</b>
<b>Codificação do corte</b>	Separação de cortes individuais por fase em aquisições de volume
<b>Codificação espacial</b>	Codificação ou localização de um sinal em três dimensões espaciais do volume da imagem
<b>Coeficiente de difusão aparente (ADC)</b>	O deslocamento resultante das moléculas no espaço extracelular causado por difusão
<b>Coerente</b>	v. <b>em fase</b>
<b>Compensação de movimento de primeira ordem</b>	Anulação do momento gradiente
<b>Compensação respiratória</b>	Usa o movimento mecânico do ar em foles para ordenar o preenchimento do espaço K e reduzir os artefatos por movimento respiratório
<b>Comprimento do trem de ecos</b>	Número de pulsos de anulação de 180°/ecos/codificações de fase por TR em <i>spin-eco</i> rápido
<b>Concatenação</b>	v. <b>intercalação</b>
<b>Contraste/coerência por transferência de magnetização (CTM/MTC)</b>	Técnica usada para suprimir o tecido de fundo e aumentar a CNR (razão contraste-ruído)
<b>Criogênicos</b>	Substâncias usadas para super-resfriamento das bobinas de fios em um magneto supercondutor
<b>Cross-talk</b>	Energia dada aos núcleos em cortes adjacentes causada por relaxamento rotação-quadratura
<b>Curva de intensidade do tempo</b>	Curva produzida em imagens de perfusão para mostrar a cinética de perfusão de um tecido

## D

<b>Dado</b>	Ponto, no espaço K, que contém informações digitalizadas a partir da codificação
-------------	--



<b>Dcaimento</b>	Perda de magnetização transversa
<b>Dcaimento de indução livre (DIL)</b>	Perda de sinal por relaxamento
<b>Dcaimento T2</b>	Perda de magnetização transversa em decorrência de relaxamento <i>spin-spin</i>
<b>Defasagem intravoxel</b>	Diferença de fases entre os núcleos em fluxo e estacionários em um voxel
<b>Densidade protônica</b>	Número de prótons de hidrogênio móveis por unidade de volume daquele tecido
<b>Dependente do nível de oxigênio sanguíneo (BOLD, <i>blood oxygenation level dependent</i>)</b>	Técnica de RM funcional que usa as diferenças de suscetibilidade magnética entre a oxi-hemoglobina e a desoxi-hemoglobina para fazer imagens de áreas do córtex cerebral ativado
<b>Deslocamento químico (<i>chemical shift</i>)</b>	Artefato causado pela diferença de frequências entre a gordura e a água
<b>Difusão</b>	Circulação de moléculas causada por movimento térmico aleatório
<b>DRIVE</b>	Equilíbrio dirigido – sequência de pulsos que obtém uma intensidade de sinal muito alta da água mesmo quando usa TR curtos
<b>DTPA</b>	Ácido dietileno triamino pentacético, um quelato de gadolínio
<b>E</b>	
<b>Eco fracional</b>	v. <b>imagens com ecos parciais</b>
<b>Ecos de Hahn</b>	Ecos formados quando quaisquer dois pulsos de RF de 90° são usados em sequências em equilíbrio dinâmico
<b>Ecos estimulados</b>	Ecos formados quando quaisquer dois pulsos de RF são usados em sequências em equilíbrio dinâmico
<b>Ecos navegadores respiratórios</b>	Monitora a intensidade do sinal em uma região de interesse e adquire dados somente entre os limites prescritos
<b>Efeito de influxo (<i>inflow</i>)</b>	Outro termo para <b>fenômeno do corte de entrada</b>
<b>Efeito magneto-hemodinâmico</b>	Efeito que causa elevação da onda T do ECG do paciente quando colocado em um campo magnético – isso se deve à condutividade do sangue
<b>Eixos de codificação de fluxo</b>	Eixos ao longo dos quais gradientes bipolares atuam a fim de sensibilizar o fluxo ao longo do eixo do gradiente usado na ARM de contraste de fases
<b>Eletromagneto solenoide</b>	Magneto que usa uma corrente que atravessa bobinas de fio para gerar um campo magnético
<b>Elétrons</b>	Partículas que giram em torno do núcleo
<b>Em fase</b>	Momentos magnéticos que estão no mesmo lugar na via precessional em torno de $B_0$ a qualquer dado tempo
<b>Equilíbrio térmico</b>	Pressupõe que a temperatura do paciente é constante e, portanto, não influencia a energia térmica do hidrogênio durante a realização da aquisição de imagens por RM



<b>Espaço K</b>	Área no processador matriz onde são armazenados dados sobre as frequências espaciais
<b>Estado estacionário</b>	Condição em que o TR é menor do que os tempos de relaxamento de T1 e T2 dos tecidos
<b>Excitação</b>	Aplicação de um pulso de RF que faz ocorrer a ressonância
<b>Excitação cruzada</b>	Energia dada aos núcleos em cortes adjacentes pelo pulso de RF
<b>F</b>	
<b>Fantasma</b>	Artefatos de movimento no eixo de fase
<b>Fase</b>	Posição de um momento magnético em sua via precessional em qualquer dado tempo
<b>Fator b</b>	Força, intervalo e duração dos gradientes em DWI e DTI
<b>Fator de aceleração</b>	Termo usado em técnicas por imagens paralelas para indicar o fator pelo qual se reduz o tempo de aquisição
<b>Fator de redução</b>	Fator pelo qual o tempo de aquisição é reduzido pelo uso de imagens paralelas. É igual ao número de bobinas usadas
<b>Fator turbo</b>	v. <b>comprimento do trem de ecos</b>
<b>Fenômeno do corte de entrada</b>	Diferença de contraste dos núcleos em fluxo relativamente aos núcleos estacionários porque são recentes
<b>Fenômenos de fluxo</b>	Artefatos produzidos por núcleos em fluxo
<b>Fluxo contracorrente</b>	Fluxo no sentido oposto ao da excitação dos cortes
<b>Fluxo de corrente</b>	Fluxo no mesmo sentido que a excitação dos cortes
<b>Fora de fase</b>	Quando os momentos magnéticos não estão no mesmo lugar na via precessional
<b>FOV retangular</b>	Também conhecido como FOV assimétrico – usa um FOV no sentido da fase que é diferente daquele do sentido da frequência da imagem
<b>Frequência</b>	Velocidade de um objeto em rotação ou a taxa de mudança de fase por segundo
<b>Frequência de Larmor</b>	v. <b>frequência precessional</b>
<b>Frequência de Nyquist</b>	A frequência mais alta que possa ser amostrada
<b>Frequência precessional (Larmor)</b>	Velocidade de precessão
<b><i>Fresh spins</i> (não saturados)</b>	Núcleos que não foram derrubados por pulsos de RF repetidos
<b>G</b>	
<b>Gd-BOPTA</b>	Gadobenato de dimeglumina
<b>Gd-DOTA</b>	Gadoterato de meglumina
<b>Gd-DTPA</b>	Gadopentetato



Gd-DTPA-BMA	Gadodiamida
Gd-HP-DO <sub>3</sub> A	Gadoteridol
Gradiente de campo magnético	Campo criado pela passagem da corrente por uma bobina de gradiente
Gradiente de leitura	Gradiente codificador da frequência
Gradiente-eco	Eco produzido em decorrência de anulação de gradiente
Gradiente-eco EPI (GE-EPI)	Sequência gradiente-eco com leitura de EPI
Gradientes	Bobinas de fio que alteram a força do campo magnético de maneira linear quando uma corrente as atravessa
GRASE	Gradiente-eco e <i>spin</i> -eco
<b>H</b>	
356 <i>Half Fourier</i>	v. <b>média parcial</b>
Heterogeneidades	Áreas em que a força do campo magnético não é exatamente a mesma que a força do campo principal – desigualdade do campo magnético
Hidrogênio	O átomo mais abundante no corpo
Homogeneidade	Uniformidade do campo magnético
<b>I</b>	
Imagem de fase	Combinação de imagens subtraídas de dados sensibilizados pelo fluxo
Imagem de rastreamento	Imagem em DWI em que o tecido anormal é mais brilhante do que o tecido normal
Imagem ecoplanar (IEP)	Aquisição <i>single</i> ou <i>multi-shot</i> que preenche o espaço K com dados de sequências gradiente-eco
Imagem em magnitude	Combinação da imagem sem subtração de dados sensibilizados ao fluxo
Imagem ponderada em densidade de prótons	Também conhecida por ponderação por densidade protônica, é a imagem que demonstra as diferenças de densidades de prótons dos tecidos
Imagem ponderada em T1	Imagem que demonstra as diferenças dos tempos T1 dos tecidos
Imagem ponderada em T2	Imagem que demonstra as diferenças dos tempos T1 dos tecidos
Imagens com ecos parciais	Amostragem com apenas parte do eco, extrapolando o restante no espaço K
Imagens com tensor de difusão (DTI)	Usa fortes gradientes multidirecionais para obter imagens correntes dos tratos de substância branca e dos músculos
Imagens paralelas	Técnica que usa múltiplas bobinas para preencher segmentos do espaço K



<b>Imagens ponderadas em difusão (DWI)</b>	Técnica que produz imagens cujo contraste se deve às diferenças de ADC entre os tecidos
<b>IMRSE</b>	Institute for Magnetic Resonance Safety, Education, and Research
<b>Incoerência da RF</b>	Uso de RF digitalizada para transmitir e receber em uma certa fase
<b>Incoerência de gradiente</b>	Uso de gradientes para defasar os momentos magnéticos – o oposto de rebobinagem
<b>Incoerente</b>	v. <b>fora de fase</b>
<b>Incoerentes</b>	Gradientes que defasam
<b>Intercalação (aquisição espiral)</b>	Método de aquisição de dados a partir de cortes alternados e dividindo a sequência em duas aquisições – não é necessário intervalo entre os cortes
<b>Intervalo de amostragem</b>	Tempo entre as amostras tomadas durante a leitura
<b>Intervalo RR</b>	Período de tempo entre cada onda em estudos sincronizados com o ECG
<b>Íons</b>	Átomos com excesso ou falta de elétrons
<b>ISMRM</b>	Sociedade Internacional para Ressonância Magnética em Medicina (International Society for Magnetic Resonance in Medicine)
<b>Isocentro magnético</b>	Centro do diâmetro do magneto em todos os planos
<b>Isótopos</b>	Átomos de elementos que contêm o mesmo número de prótons, mas um número diferente de nêutrons
<b>Isotrópicos</b>	Voxels que estão no mesmo sentido em todos os três planos
<b>J</b>	
<b>Janela de aquisição</b>	v. <b>tempo de amostragem</b>
<b>Janela de sincronização</b>	Período de espera antes de cada onda R em estudos sincronizados com ECG
<b>L</b>	
<b>Largura da banda de recepção</b>	Faixa de frequências amostradas durante a leitura
<b>Largura de banda</b>	Faixa de frequências
<b>Largura de banda de transmissão</b>	Faixa de frequências transmitidas em um pulso de RF
<b>Lei de Ohm</b>	Lei básica da eletricidade – voltagem (V) = corrente (I) × resistência (R)
<b>Linhas centrais</b>	Área do espaço K preenchida com as inclinações mais rasas da codificação de fase
<b>Linhas mais externas</b>	Área do espaço K preenchida com as maiores inclinações de gradiente codificador de fase



## M

<b>Magnetismo</b>	Propriedade de toda a matéria que depende da suscetibilidade magnética do átomo
<b>Magnetização transversa residual</b>	Magnetização transversa restante de pulsos anteriores de RF em condições de equilíbrio dinâmico
<b>Magneto resistivo</b>	Outro termo para magneto solenoide
<b>Magneto supercondutor</b>	Eletromagneto solenoide que usa bobinas de fio super-resfriadas para que não haja resistência inerente no sistema em que ocorre o fluxo da corrente e, portanto, o magnetismo é gerado sem uma voltagem propulsora
<b>Magnetos permanentes</b>	Aqueles que mantêm seu magnetismo
<b>Mapa de ADC</b>	Pós-processamento em DWI que produz imagens em que o tecido anormal é mais escuro do que o tecido normal
358 <b>Matriz fina</b>	Matriz em que há alto número de codificações de frequência e/ou codificações de fase e resulta em um grande número de pixels no FOV
<b>Matriz grosseira</b>	Matriz com baixo número de codificações de frequência e/ou codificações de fase e resulta em um baixo número de pixels no FOV
<b>Média fracional</b>	v. <b>média parcial</b>
<b>Média parcial</b>	Preenchimento de apenas uma proporção do espaço K com dados, colocando zeros no restante
<b>Modo de aquisição por meio de ecos estimulados (STEAM)</b>	Técnica com voxel único em ERM
<b>Modulação espacial da magnetização (SPAMM)</b>	Cria um efeito de saturação que produz um hachurado de listras na imagem; essas podem ser comparadas com a anatomia em movimento para determinar sua função
<b>Moléculas</b>	Onde dois ou mais átomos são dispostos em conjunto
<b>Momento angular</b>	<i>Spin</i> de núcleos ativos em RM, o que depende do equilíbrio entre o número de prótons e nêutrons no núcleo
<b>Momento magnético</b>	Denota a direção do eixo norte/sul de um magneto e a amplitude do campo magnético
<b>Multi-shot</b>	Onde o espaço K se divide em segmentos e um segmento é adquirido por TR
<b>Multivoxel</b>	Técnica que adquire múltiplos voxels por codificação no espaço K no sinal de RM

## N

<b>Nêutron</b>	Elemento com carga neutra em um núcleo atômico
<b>NEX (também conhecido como o número de médias ou aquisições de sinais, dependendo do fabricante)</b>	Número de excitações, número de vezes que um eco é codificado com a mesma inclinação de fase codificadora do gradiente



<b>Níveis e configurações da janela</b>	Configurações que controlam o brilho e o contraste nas imagens de RM
<b>No phase wrap</b>	<i>Software</i> antidobradura de fase
<b>Núcleons</b>	Partículas no núcleo
<b>Núcleos ativos em RM</b>	Núcleos que têm número de massa ímpar
<b>Número atômico</b>	Somatório dos prótons no núcleo – confere ao átomo sua identidade química
<b>Número de massa</b>	Somatório de nêutrons e prótons no núcleo
<b>P</b>	
<b>Parâmetros de contraste extrínsecos</b>	Aqueles que podem ser mudados no console do operador
<b>Parâmetros de contraste intrínsecos</b>	Os parâmetros que não podem ser mudados porque são inerentes aos tecidos corporais
<b>Parcialmente saturado</b>	Ocorre quando o VME é inclinado além de 90° (91° a 179°)
<b>Perda de sinal por alta velocidade</b>	Aumento do tempo de voo por aumento da velocidade de fluxo
<b>Phase over-sampling</b>	<i>Software</i> antidobradura de fase
<b>Phase wrap (dobradura de fase)</b>	Dobradura ao longo do eixo codificador de fase
<b>Plano longitudinal</b>	Eixo paralelo a $B_0$
<b>Plano transversal</b>	Eixo perpendicular a $B_0$
<b>Polaridade</b>	Sentido de um gradiente, isto é, qual extremidade é maior do que $B_0$ e qual extremidade é mais baixa do que $B_0$ . Depende do sentido da corrente que atravessa a bobina gradiente
<b>Ponderação pela patologia</b>	Obtida em sequência de pulsos IR com uma patologia com TE longo que aparece brilhante, embora a imagem seja ponderada em T1
<b>Ponto nulo</b>	Ponto em que não há magnetização longitudinal em um tecido em uma sequência de inversão-recuperação
<b>Precessão</b>	<i>Spin</i> secundário dos momentos magnéticos em torno de $B_0$
<b>Preparação com duplo-pulso de IR</b>	Sequência na qual são usados dois pulsos de 180° para saturar o sangue em imagens <i>black blood</i>
<b>Projeção de intensidade máxima (MIP)</b>	Técnica que usa um raio que atravessa um volume de imagem para atribuir intensidade de sinal de acordo com sua proximidade do observador
<b>Prótio</b>	Isótopo de hidrogênio usado na RM. O núcleo contém um único próton
<b>Próton</b>	Elemento de um núcleo atômico que tem carga positiva
<b>Pseudofrequência</b>	Frequência indiretamente derivada de uma mudança de fase
<b>Pulso de energia de RF</b>	Descargas curtas de energia de RF que excita núcleos até um estágio de alta energia



**Q**

<b>Quenching</b>	Perda súbita da supercondutividade das bobinas do magneto, de modo que o magneto se torne resistivo
------------------	---

**R**

<b>Radiofrequência (RF)</b>	Radiação eletromagnética com baixa energia e baixa frequência. Usada para excitar núcleos de hidrogênio em RM
<b>Razão giromagnética</b>	Frequência precessional de um elemento em 1,0 T
<b>Realce ligado ao fluxo</b>	Diminuição do tempo de voo causada por diminuição da velocidade de fluxo
<b>Recuperação</b>	Crescimento da magnetização longitudinal
<b>Recuperação T1</b>	Crescimento da magnetização longitudinal em decorrência do relaxamento rotação-quadratura
<b>Razão contraste-ruído (CNR)</b>	Diferença de SNR entre dois pontos
<b>Razão sinal-ruído (SNR)</b>	Comparação entre o nível de sinal e desejado e o nível de ruído de fundo. Uma razão > 1:1 indica mais sinal que ruído
<b>Refasagem do eco par</b>	Técnica que usa dois ecos para reduzir os artefatos de fluxo
<b>Registro químico incorreto</b>	Artefato causado pela diferença de fase entre gordura e água (também conhecido como artefato fora de fase)
<b>Relaxamento</b>	Processo pelo qual o VME perde energia
<b>Relaxamento rotação-quadratura</b>	Processo pelo qual a energia é doada à quadratura em torno
<b>Relaxamento <i>spin-spin</i></b>	Processo pelo qual interações entre os campos magnéticos de núcleos adjacentes causam defasagem
<b>Relaxividade</b>	Efeito de uma substância sobre a taxa de relaxamento
<b>Resolução espacial</b>	Capacidade de distinguir dois pontos
<b>Ressonância</b>	Fenômeno que ocorre quando um objeto oscilante é exposto a uma frequência que tenha frequência de oscilação igual ou semelhante à do objeto
<b>Rewinders</b>	Gradientes que anulam o momento de ordem zero de cada gradiente
<b>Rotação negativa do <i>spin</i> (<i>spin-down</i>)</b>	População de núcleos de hidrogênio de alta energia que alinham seus momentos magnéticos antiparalelos a $B_0$
<b>Rotação positiva do <i>spin</i> (<i>spin-up</i>)</b>	População de núcleos de hidrogênio de alta energia que alinham seus momentos magnéticos paralelos a $B_0$
<b>Ruído</b>	Frequências que existem aleatoriamente no tempo e no espaço

**S**

<b>SAR</b>	Taxa de absorção específica – modo de medir o limite da agência norte-americana Food and Drug Administration de exposição a RF
------------	--



<b>SAT-TR</b>	Intervalo de tempo entre cada pulso pré-saturação
<b>Saturação</b>	Ocorre quando o VME é inclinado até 180° completos
<b>Saturação de água</b>	Técnica que anula o sinal da água por aplicação de um pulso de RF na frequência de água ao volume da imagem antes da excitação do corte
<b>Saturação de gordura</b>	Técnica que anula o sinal da gordura, aplicando um pulso de RF na frequência da gordura ao volume das imagens antes da excitação dos cortes
<b>Seleção do corte</b>	Selecionar um corte usando um gradiente
<b>Sequência de pulsos</b>	Uma série de pulsos de RF, aplicações de gradientes e períodos de tempo interpostos
<b>Sequência de pulso gradiente-eco</b>	Aquela que usa um gradiente para regenerar um eco
<b>Sequência de pulso <i>spin</i>-eco</b>	Aquela que usa um pulso de anulação de 180° para gerar um eco
<b>Sequências híbridas</b>	Gradiente-eco e <i>spin</i> -eco: pulsos de RF de 180° são periodicamente aplicados a uma sequência IEP para reduzir os artefatos de suscetibilidade
<b><i>Shimming</i></b>	Processo pelo qual se otimiza a homogeneidade do campo magnético
<b><i>Shimming</i> ativo</b>	Magnetos solenoides adicionais para ajustar a homogeneidade do campo
<b><i>Shimming</i> passivo</b>	Usa discos/placas de metal na instalação para ajustar para grandes alterações da homogeneidade do campo
<b>Simetria conjugada</b>	Simetria de dados no espaço K
<b>Sinal de RM</b>	Voltagem induzida na bobina receptora
<b>Sincronização (<i>gating</i>)/deflagração (<i>triggering</i>) respiratória</b>	Controla as sequências para os movimentos da parede torácica para reduzir os artefatos induzidos pelos movimentos respiratórios
<b><i>Single shot fast spin echo</i> (SS-FSE)</b>	Sequência de <i>spin</i> -eco rápida na qual todas as linhas do espaço K são adquiridas durante um único período de TR
<b><i>Spin</i>-eco</b>	Eco produzido em decorrência de um pulso de anulação de 180°
<b><i>Spin</i>-eco em espectroscopia com resolução pontual (PRESS)</b>	Técnica em ERM com voxel único
<b><i>Spin</i>-eco EPI (SE-EPI)</b>	Sequência de <i>spin</i> -eco com leitura de EPI
<b>Supressão de <i>foldover</i></b>	<i>Software</i> antidobradura de fase
<b>Suscetibilidade magnética</b>	Capacidade de uma substância tornar-se magnetizada



## T

<b>T2 shine-through</b> (efeito residual ou contaminação)	Quando as lesões continuam brilhantes em uma imagem de DWI
<b>T2*</b>	Defasagem causada por faltas de homogeneidade do campo magnético
<b>Tau</b>	O intervalo de tempo entre o pulso de excitação e o pulso de anulação de 180° e o intervalo de tempo entre isso e o eco. Algumas vezes usado em sequências STIR como alternativa a TI
<b>Taxa ou frequência de amostragem</b>	Taxa em que as amostras são coletadas durante a leitura
<b>TE efetivo</b>	Intervalo de tempo entre o eco e o pulso de RF que o iniciou em SSFP – também o TE usado em SER
<b>TE real</b>	Intervalo de tempo entre o eco e o pulso de RF seguinte em SSFP
<b>Técnica do sangue brilhante</b>	Aquisições em que os vasos sanguíneos são brilhantes
<b>Técnica do sangue escuro</b>	Aquisições nas quais os vasos sanguíneos aparecem pretos
<b>Técnicas de imagem funcional</b>	Técnicas que permitem que a RM seja usada para avaliar a função e a fisiologia
<b>Tempo até o eco (TE)</b>	v. <b>tempo de eco</b>
<b>Tempo de amostragem</b>	Período de tempo durante o qual o gradiente de leitura está ligado
<b>Tempo de eco (TE)</b>	Período de tempo, em milissegundos, desde a aplicação do pulso de RF até o pico do sinal induzido na bobina – o TE determina quanto decaimento de magnetização transversa é possível ocorrer
<b>Tempo de elevação</b>	Período de tempo que leva para um gradiente ser ligado, alcançar a inclinação de gradiente necessária e ser desligado novamente
<b>Tempo de relaxamento T1</b>	Tempo necessário para recuperação de 63% da magnetização longitudinal
<b>Tempo de relaxamento T2</b>	Tempo necessário para decaimento de 63% da magnetização longitudinal
<b>Tempo de repetição (TR)</b>	Intervalo de tempo entre cada pulso de excitação
<b>Tempo de voo</b>	Taxa de fluxo durante um determinado período de tempo – faz que alguns núcleos em fluxo recebam um pulso de RF e, portanto, produzam um vácuo de sinal
<b>Tempo de voo em angiografia por RM (TOF-ARM)</b>	Técnica que gera contraste vascular pelo uso do efeito de fluxo interno
<b>Tempo de inversão (TI)</b>	Intervalo de tempo desde o pulso de inversão de 180° até o pulso de excitação de 90° em sequências de pulso inversão recuperação



<b>Teorema de Nyquist</b>	Afirma que uma frequência precisa ser amostrada pelo menos duas vezes para ser reproduzida confiavelmente
<b>Totalmente saturado</b>	Quando o VME é levado até 180° completos
<b>TR</b>	v. <b>tempo de repetição</b>
<b>Trajétoria precessional</b>	Via circular de momentos magnéticos em sua precessão em torno de $B_0$
<b>Transceptor</b>	Bobina que transmite RF e recebe o sinal de RM
<b>Transformada de Fourier em equilíbrio dirigido (<i>driven equilibrium</i>)</b>	Termo genérico para <b>DRIVE</b>
<b>Transformada rápida de Fourier (FFT)</b>	Conversão matemática do domínio frequência/tempo em frequência/amplitude
<b>Trem de ecos</b>	Séries de pulsos e ecos de anulação de 180° em uma sequência de pulsos de <i>spin</i> -ecos rápidos
<b>U</b>	
<b>Unidade de controle de pulso</b>	Coordenadas que ligam e desligam o gradiente e as bobinas transmissoras de RF nos momentos apropriados durante a sequência de pulsos
<b>V</b>	
<b>Velocidade de surgimento</b>	Força do gradiente ao longo da distância
<b>Vetor de magnetização efetivo (VME)</b>	Vetor magnético produzido em decorrência do alinhamento do excesso de núcleos de hidrogênio com $B_0$
<b>Voltagem do sinal</b>	Induzida na bobina receptora
<b>Volume de voxels</b>	Volume de tecido no paciente
<b>Volume parcial</b>	Perda de resolução espacial quando são usados voxels grandes
<b>Voxel único</b>	Técnicas que usam três cortes em interseção para localizar um voxel único em ERM
<b>VSC</b>	Volume sanguíneo cerebral
<b>W</b>	
<b>Wrap de frequência</b>	Dobradura ao longo do eixo codificador de frequência







# Índice Alfabético

## A

### Abdome

- agentes de contraste, 331
- imagem axial em sequência
  - - gradiente-eco, 142, 176
  - - - balanceado, 152
  - - mapeamento incorreto da fase, 188
  - - SE-EPI, 161

### Abreviaturas usadas pelos fabricantes, 163

### Aceleração, 162

### Acoplamento J, 123

### Agentes de contrastes em RM, 315-335

- abdome, 331
- cérebro, 327
- coluna vertebral, 329
- corpo, 331
- gadolínio
  - - aplicações atuais, 327
  - - segurança, 322
- interações dipolo-dipolo, 317
- mecanismo de ação, 315
- orais, 325
- relaxividade, 320
- retais, 325
- rotação molecular, 317
- suscetibilidade magnética, 318

### Água, saturação, 179

### Aliasing, 63, 195

- aparência, 195
- causa, 195
- solução, 197

### Alinhamento, 4

### Amostragem dos sinais de RM, 61, 277

- analogia com o velocista, 63
- rampa, 277

### Angiografia por ressonância magnética com

- contraste de fase (ARM-PC), 231
- 2D e 3D, 237
- codificação de velocidade (VENC), 234
- contraste, 239
  - - cronometragem do exame, 241
  - - dosagem, 241
  - - métodos de administração, 241
  - - parâmetros e opções, 240
- eixos de codificação de fluxo, 234
- parâmetros e sugestões, 238

### Angiorressonância magnética (ARM), 224

- reformatação da imagem, 230
- subtração digital, 225
- tempo de voo (*inflow* ARM), 225
- TOF 2D/3D, 226
  - - desvantagens, 229
  - - parâmetros e sugestões, 228
  - - vantagens, 229

### Ângulo

- inclinação, 9
- mágico, 214

### Antena da radiofrequência, efeitos, 293

### Anti-aliasing ao longo do eixo

- fase, 199
- frequência, 197

### Anuação do momento gradiente, 194

### Aquecimento, implantes metálicos, 305

### Aquisições de imagens, 285

- funcional, 343
- sequenciais, 84
- volumétricas, 113
  - - aplicações, 115
  - - bidimensionais, 85
  - - resolução, 114
  - - tridimensionais, 85

### Armazenamento da imagem de RM, 286

### Artefatos e compensações, 187-216

- ângulo mágico, 214
  - - aparência, 214
  - - causa, 214
  - - solução, 214
- deslocamento químico, 202
  - - aparência, 202
  - - causa, 202
  - - solução, 204
- excitação cruzada e interferência entre os cortes (*cross-talk*), 210
  - - aparência, 210
  - - causa, 210
  - - solução, 210
- fora de fase (registro químico incorreto), 205
  - - aparência, 205
  - - causa, 205
  - - solução, 206
- implantes metálicos, 306
- mapeamento incorreto da fase, 187
- moiré, 213
  - - aparência, 213
  - - causa, 213



- - solução, 213
- retroprojeção ou dobradura (*aliasing* ou *wraparound*), 195
- sombreamento (*shading*), 212
- - aparência, 212
- - causa, 212
- - solução, 212
- suscetibilidade magnética, 207
- - aparência, 207
- - causa, 208
- - solução, 208
- truncamento, 207
- - aparência, 207
- - causa, 207
- - solução, 207
- zíper, 211
- - aparência, 211
- - causa, 212
- - solução, 212
- Átomos, 1
- movimentos, 2

366

## B

- Blindagem
- magnética, 270
- - ativa, 270
- - passiva, 270
- radiofrequência, 283
- Blurring, 160
- Bobinas
- gradiente, 271
- homogeneidade (*shim coils*), 270
- radiofrequência, 278
- - corpo, 278
- - crânio, 279
- - extremidades, 279
- - segurança, 283
- recepção, 279
- - múltiplas, 280
- - superfície, 280
- - volume, 279
- tipo, 102
- BOLD (*blood oxygenation level dependent*), 294, 344

## C

- Campo magnético
- estático, efeitos biológicos, 296
- - abaixo de 2 T, 297
- - acima de 2 T, 297
- franja, 268, 299
- - proteção do público em geral, 304
- potência, 88
- principal, 296
- ultrapotentes, 298
- variáveis no tempo, 294
- visão, 57
- Cérebro, imagem, 327
- axial em sequência

- - EPI-FLAIR, 160
- - FLAIR, 135
- - gradiente-eco, 95
- - GRASE, 160
- - inversão-recuperação, 131
- - *spin*-eco, 36
- - SSFP, 147
- coronal em sequência gradiente-eco incoerente, 145
- sagital
- - *aliasing*, 196
- - ponderada em T1, 91, 96-101
- - *spin*-eco, 38
- Cine-RM, 252
- coleta de dados, 252
- parâmetros, 253
- utilidade, 255
- Clipes
- cirúrgicos, 309
- vasculares
- - extracranianos, 307
- - intracranianos, 306
- Codificação da imagem, 49-86
- amostragem, 61
- coleta de dados e formação da imagem, 66
- - cruzamento e gradientes no espaço K, 80
- - espaço K, 66, 67, 75
- - preenchimento do espaço K, 82
- - tipos de aquisição, 84
- - transformada rápida de Fourier, 72
- espacial, 50, 61, 271
- - analogia com o relógio, 61
- fase, 51, 57
- - analogia com o relógio, 58
- - versus amplitude do sinal, 122
- frequência, 51, 54
- - analogia com o teclado, 57
- gradientes, 49
- seleção de corte, 52
- *spin*-eco convencional, 119
- Coeficiente de difusão aparente (ADC), 337
- Coleta de dados e formação da imagem, 66
- espaço K, 66
- - cruzamento e gradientes, 80
- - fatos importantes, 75
- - opções de preenchimento, 82
- - preenchimento, 67
- tipos de aquisição, 84
- transformada rápida de Fourier, 72
- Coleta ortopédica, 309
- Colina, 347
- Coluna vertebral, imagem, 329
- cervical
- - axial em sequência gradiente-eco coerente, 143
- - sagital em sequência
- - - FSE, 149
- - - gradiente-eco, 46
- - - mapeamento incorreto da fase, 190
- lombar
- - axial em sequência gradiente-eco balanceado, 153
- - sagital
- - - ponderada em T2, 108



- - - sequência STIR, 134
- Compensação
  - movimento de primeira ordem, 176
  - respiratória, 191
- Comprimento do trem de ecos, 120
- Condicional para RM, 289
- Contraste de imagem, 17-46
  - agentes, 315-335
  - - aplicações atuais do gadolínio, 327
  - - - abdome, 331
  - - - cérebro, 327
  - - - coluna vertebral, 329
  - - - corpo, 331
  - - interações dipolo-dipolo, 317
  - - mecanismo de ação, 315
  - - orais, 325
  - - parâmetros, 315
  - - relaxividade, 320
  - - retais, 325
  - - rotação molecular, 317
  - - segurança no uso do gadolínio, 322
  - - suscetibilidade magnética, 318
- decaimento T2, 26
- densidade protônica, 22
  - mecanismos, 18
  - parâmetros, 17
  - ponderação, 24
  - - densidade protônica, 25
  - - T1, 24
  - - T2, 24
- relaxamento em diferentes tecidos orgânicos, 19
  - - água, 19
  - - gordura, 19
- sequências de pulso, 29
  - - gradiente-eco, 38
  - - *spin*-eco, 30
  - T1, 21
  - T2, 22
- transferência de magnetização (MTC), 105
- Corpos
  - estranhos ferrosos intraoculares, 308
  - inteiro, imagens, 331, 348
- Corte
  - entrada, fenômeno, 169
  - espessura, 54
- Creatina, 347
- Cross-talk*, 210
- Curva de intensidade do tempo, 342

## D

- Decaimento, 12, 13
  - T2, 26
  - - água, 21
  - - gordura, 21
- Defasagem
  - eco par, 174
  - intravoxel, 172
  - momento gradiente (anulação), 174
- Deflagração (*triggering*) respiratória, 193
- Densidade protônica, 18, 88

- Diamagnetismo, 259
- DRIVE, 127
- Driven equilibrium*, 153
- DWI (imagem ponderada por difusão), 337
  - aplicações, 340
  - efeitos direcionais, 338
  - sequências, 339

## E

- Eco, formação, 140
  - Hahn/estimulados, 140
- Efeito míssil, 300
- Eletrocardiograma, 243
- Eletromagnetismo, 3
- Eletromagnetos, 263
  - solenoides, 264
  - supercondutores, 266
- Elétrons, 1
- Emergências clínicas, segurança, 312
- Equação de Larmor, 7, 10
- Equilíbrio térmico, 5
- Equipamentos, ver Instrumentação e equipamento
- Espaço K, 66
  - analogia com um gaveteiro, 67
  - cruzamento e gradientes, 80
  - fato importante, 72, 75
  - preenchimento, 67
  - - compensação respiratória, 191
  - - espiral, 156
  - - - elíptico, 157
  - - - helicoidal, 157
  - - opções, 82, 83
  - - reordenação de fase, 123
  - resolução e sinal, 77
  - tempo do exame, 80
  - utilização
    - - dados sobre sinal, 79
    - - todos os lados, 78
- Espectro eletromagnético, 8, 9
- Espectroscopia por RM (ERM), 346
  - aplicações, 348
- Estado estacionário, 137
- Excitação, 8
  - cruzada, 210

## F

- Fator
  - redução, 162
  - turbo, 120
- Fenômenos de fluxo, 165-186
  - compensação, 174
  - - pré-saturação espacial, 176
  - - refasagem
  - - - eco par, 174
  - - - momento gradiente (anulação), 174
  - corte de entrada, 169
  - defasagem intravoxel, 172
  - mecanismos, 165
  - tempo de voo, 167
- Ferromagnetismo, 260



Fibrose sistêmica nefrogênica, 324  
 Fígado, imagem axial ponderada em T2, 104  
 Filtros intravasculares, 307  
 FLAIR (*fluid attenuated inversion recovery*), 134  
 - aplicações, 135  
 - mecanismo, 134  
 Fluxo, 165  
 - espiral, 165  
 - laminar, 165  
 - mecanismos, 166  
 - turbulento, 165  
 Fonte de radiofrequência, 257  
 Fosfenos magnéticos, 295  
 Frequência  
 - amostragem, 61, 62  
 - Nyquist, 64  
 - precessional, 6  
 Funcionários, segurança, 304

## G

368

Gadolínio, 315  
 - administração, 321  
 - aplicações atuais, 327  
 - - abdome, 331  
 - - cérebro, 327  
 - - coluna vertebral, 329  
 - - corpo, 331  
 - dosagem, 321  
 - segurança no uso, 322  
 Gestantes, 311, 312  
 Ghosting, 160  
 Glutamina, 347  
 Gordura, saturação, 179  
 Gradiente-eco, 39, 49  
 - balanceado, 151  
 - - aplicações, 151  
 - - mecanismo, 151  
 - - parâmetros, 152  
 - bobinas, 271  
 - características, 272  
 - coerente, 141  
 - - aplicações, 141  
 - - desvantagens, 143  
 - - mecanismo, 141  
 - - parâmetros, 142  
 - - vantagens, 143  
 - convencional, 136  
 - - aplicações, 137  
 - - mecanismo, 136  
 - EPI (GE-EPI), 157  
 - fase, mudança, 75  
 - incoerente (*spoiled*), 143  
 - - aplicações, 145  
 - - desvantagens, 145  
 - - mecanismo, 143  
 - - parâmetros, 145  
 - - vantagens, 145  
 - linear, alterações de frequência, 51  
 - potência de campo variável, 50  
 - rápido, 152

- - preenchimento do espaço K, 154  
 - segurança, 294  
 - tempo de voo, 167  
 - X, 50, 53  
 - Y, 50, 53  
 - Z, 50, 53  
 GRASE (*gradient and spin echo*), 158

## H

Heterogeneidades, 28  
 Hidrogênio, 1

## I

Imagem, 17-48  
 - aquisição, 285, 343  
 - armazenamento, 286  
 - axial  
 - - abdome em sequência  
 - - - gradiente-eco, 142, 153, 176  
 - - - mapeamento incorreto da fase, 188  
 - - - SE-EPI, 161  
 - - cérebro em sequência  
 - - - EPI-FLAIR, 159  
 - - - FLAIR, 135  
 - - - gradiente-eco, 95  
 - - - GRASE, 161  
 - - - inversão-recuperação ponderada, 131  
 - - - *spin*-eco, 36  
 - - - SSFP, 147  
 - - coluna  
 - - - cervical em sequência gradiente-eco coerente, 143  
 - - - lombar em sequência gradiente-eco balanceada, 153  
 - - fígado ponderada em T2, 104  
 - - meato acústico em sequência DRIVE, 128  
 - - saturação da água, 181-182  
 - - tórax, ponderada em T1, mostrando artefato fantasma de fase da respiração, 192  
 - codificação, 49  
 - - amostragem, 61  
 - - fase, 57  
 - - frequência, 54  
 - - gradientes, 49  
 - - seleção do corte, 52  
 - coleta de dados e formação da imagem, 66  
 - cruzamento e gradientes no espaço K, 80  
 - - espaço K, 66, 75, 82  
 - - tipos de aquisição, 84  
 - - transformada rápida de Fourier (FFT), 72  
 - contraste, 17  
 - - densidade protônica, 22  
 - - mecanismos, 18  
 - - relaxamento em diferentes tecidos orgânicos, 19  
 - - T1, 21  
 - - T2, 22  
 - coronal  
 - - cérebro em sequência gradiente-eco incoerente, 145  
 - decaimento T2, 26  
 - eco parcial, 82  
 - eco-planar, 155



- formação, 49
- mudança da matriz, 91
- paralela, técnica, 161
- - aplicações, 163
- perfusão, 342
- ponderação, 24
- - densidade protônica, 25
- - T1, 24
- - T2, 24
- ponderada por difusão (DWI), 337
- sagital
- - cérebro
- - - *aliasing*, 196
- - - ponderada em T1, 91, 96-101
- - - *spin-eco*, 38
- - coluna
- - - cervical e mapeamento incorreto da fase, 190
- - - cervical em sequência FSE, 149
- - - cervical em sequência gradiente-eco, 46
- - - lombar em sequência STIR, 134
- - - lombar ponderada em T2, 108
- - joelho em sequência
- - - alta resolução, 105
- - - *spin-eco* rápido, 125
- - - STIR, 134
- - medula cervical em sequência gradiente-eco coerente, 148
- - pelve com sequência
- - - FSE, 183
- - - peristaltismo intestinal, 194
- - - *spin-eco* rápido, 123
- sequências de pulsos, 29
- Implantes (segurança), 305
- ativados elétrica, magnética ou mecanicamente, 309
- bala, projétil, estilhaços, 308
- cliques vasculares
- - extracranianos, 307
- - intracranianos, 306
- colete ortopédico, 309
- corpos estranhos ferrosos intraoculares, 308
- metálicos, 306
- molas, 307
- filtros, 307
- oculares, 308
- ortopédicos, 309
- otológicos, 307
- penianos, 307
- pinos e cliques cirúrgicos, 309
- *ports* vasculares, 307
- próteses
- - odontológicas, 307
- - valvares cardíacas, 307
- *stents* intravasculares, 307
- torque e aquecimento, 305
- Inclinação dos gradientes de codificação de fase, 121
- Instalações para RM, 300
- planejamento do local, 300
- segurança para os dispositivos, 301
- zonas de segurança, 302
- Instrumentação e equipamento, 257-286
- blindagem magnética, 270

- bobinas
- - gradiente, 271
- - homogeneidade (*shim coils*), 270
- campo magnético em franja, 268
- diamagnetismo, 259
- eletromagnetos, 263
- - solenoides, 264
- - supercondutores, 266
- ferromagnetismo, 260
- magnetismo, 258
- magnetos, 261
- - nicho, 268
- - permanentes, 262
- - resistivos, 265
- paramagnetismo, 260
- radiofrequência, 277
- - blindagem, 283
- - bobinas, 278, 279
- - transmissores, 278
- sistema
- - computação em RM e a interface com o operador, 284
- - transporte do paciente, 284
- superparamagnetismo, 261
- suscetibilidade magnética, 259
- Intercalação, 211
- Interface com o operador, 286
- Intervalo RR, 244
- Inversão-recuperação, 128
- aplicações, 129
- desvantagens, 132
- mecanismo, 128
- parâmetros, 131
- rápida, 132
- vantagens, 132
- Íons, 2
- Irradiação por radiofrequência, 291
- Isocentro magnético, 39, 51
- Isótopos, 2

## J

Janela

- aquisição, 61, 64
- deflagração, 246

Joelho, imagem

- alta resolução, 105
- sagital em sequência
- - *spin-eco* rápido, 125
- - STIR, 134

## K

*Keyhole*, 154

## L

Lactato, 347

Largura de banda, 54

- recepção, 64, 101
- - reduzida, 102
- transmissão, 54

Lesões térmicas, 293

Lipídios, 347



## M

Magnetismo, 258  
Magnetização transversa residual, 139  
Magneto, 257  
- definição, 261  
- nicho, 268  
- permanentes, 262  
- resistivos, 265  
Mapeamento incorreto da fase, 187  
- aparência, 187  
- causa, 187  
- solução, 188  
Marca-passos, segurança, 311  
Meato acústico, imagem axial em sequência DRIVE, 128  
Medula cervical, imagem em sequência gradiente-eco coerente, 148  
Microscopia por RM (MRM), 349  
Mioinositol, 347  
MIP (projeção de intensidade máxima), 230  
Molas intravasculares, 307  
Moléculas, 1  
Momento magnético, 3, 5  
- em fase, 10  
- fora de fase, 10  
Monitoramento do paciente, 312  
Monitores para RM, 310  
MOTSA (*multiple overlapping thin section angiography*), 226  
Movimentos  
- átomo, 2  
- voluntário (paciente), redução, 194  
MTC (contraste por transferência de magnetização), 228  
Multivoxel, 347

## N

NAA-N-acetil asparato, 347  
Naq, 100  
Navegador respiratório, 193  
Nêutrons, 1  
NEX, 100  
*No phase wrap*, 199  
NSA, 100  
Núcleons, 1  
Núcleos ativos em ressonância, 3  
- hidrogênio, 3  
- - alinhamento, 4  
- - momento magnético, 4  
- - precessão, 6  
Número  
- atômico, 1  
- massa, 1  
- médias de sinal, 100

## O

Operador de RM  
- aviso (segurança), 290  
- interface, 286  
Orientações de segurança, 303

## P

Paramagnetismo, 260  
Pelve, imagem sagital  
- FSE, 183  
- peristaltismo intestinal, 194  
- *spin-eco* rápido, 124  
Peristaltismo intestinal, 194  
Pinos cirúrgicos, 309  
Planos  
- longitudinal, 9  
- transverso, 9  
Política de segurança, 312  
Ponderação de imagens, 24, 37  
- analogia com o fogão, 26  
- densidade protônica, 25  
- - em sequências gradiente-eco, 44  
- pela patologia, 131  
- sequências gradiente-eco, 42  
- *spin-eco* rápido, 121  
- T1, 24  
- T2, 24  
Ponto nulo, 132  
Ports vasculares, 307  
Potência do campo magnético, 88  
Pré-saturação espacial, 176  
- mapeamento incorreto da fase, 189  
Precessão, 6  
- populações de núcleos *spin-up* e *spin-down*, 7  
Processador de imagem, 257  
Projéteis, 300  
- arma de fogo, 308  
Próteses, segurança, 305  
- odontológicas, 307  
- valvares cardíacas, 307  
Prótio, 3  
Protocolo, 87  
Prótons, 1  
Pseudossincronização, 251

## Q

*Quantum*, 4  
*Quenching*, 297

## R

Radiofrequência (RF), 8  
- antena, efeitos, 293  
- blindagem, 283  
- bobinas, 278  
- - múltiplas, 280  
- - recepção, 279  
- - segurança, 283  
- - superfície, 280  
- - volume, 279  
- definição, 277  
- excitação, 8  
- irradiação, 291  
- pulso de energia, 8  
- segurança, 291  
- *spoiling*, 143



- taxa de absorção específica (SAR), 292
- transmissores, 278
- Razão
  - contraste-ruído (CNR), 104
  - sinal-ruído (SNR), 87
  - - densidade protônica, 88
  - - largura da banda de recepção, 101
  - - número de médias de sinal (NEX, NSA e Naq), 100
  - - potência do campo magnético, 88
  - - redução, 90
  - - tipo de bobina, 102
  - - TR, TE e ângulo de inclinação, 94
  - - volume do voxel, 88
- Readout, 141
- Recuperação, 12, 13
  - inversão espacial SPIR, 182
  - T1
    - - água, 20
    - - gordura, 20
- Registro químico incorreto, 205
- Relaxamento, 12, 13
  - gordura e água, 19
  - - decaimento T2
    - - - água, 21
    - - - gordura, 21
  - - recuperação T1
    - - - água, 20
    - - - gordura, 20
- Relaxividade, 320
- Resolução espacial, 105
  - dimensão do pixel, 106
  - FOV retangular, 106
- Ressonância magnética, 1-16
  - cardíaca, 242
    - - anatomia cardíaca, 242
    - - aquisição de imagens cardíacas multifase, 251
    - - cine-RM, 252
    - - opções de aquisição de imagens, 243
    - - planos de imagem, 243
    - - pseudossincronização, 251
    - - sincronização
      - - - cardíaca, 243-249
      - - - periférica, 249
    - - SPAMM, 255
  - consequências, 9
  - decaimento T2, 13
  - definição, 8
  - estrutura anatômica, 1
  - imagens vasculares, 217
    - - técnicas convencionais, 218
  - intervencionista, 344
    - - aplicações, 346
  - movimentos no átomo, 2
  - núcleos ativos, 3
  - parâmetros de sincronização de pulsos, 15
  - recuperação T1, 13
  - relaxamento, 12
  - sinal, 11
- Rewinding, 141
- Rotação molecular, 317
- Ruído acústico, 295

## S

- SAR (*specific absorption rate*), 127
- Saturação
  - água, 179
  - gordura, 179
- Saturação, 28
- Segurança em RM, 287-314
  - campos magnéticos, 291
    - - gradiente, 294
    - - principal, 296
  - radiofrequência, 291
  - dicas, 313
    - - diretrizes governamentais norte-americanas, 288
    - - emergências clínicas, 312
    - - equipamentos e monitores, 310
    - - gestantes, 311, 312
    - - *hardware*, considerações, 291
    - - implantes e próteses, 305
      - - - artefatos provocados por implantes metálicos, 306
      - - - torque e aquecimento, 305
    - - instalações, 300-303
    - - marca-passos, 310
    - - monitoramento do paciente, 312
    - - orientações, 303
    - - política, 312
    - - projéteis, 300
    - - público em geral, 304
    - - símbolos padrão, 290
    - - terminologia, 289
    - - treinamento dos funcionários, 304
- Seleção do corte, 51, 52
  - analogia com o diapasão, 52
  - espessura, 54
  - gradientes, 53
- Sequências de pulso, 15, 29, 117-164
  - definição, 117
  - *driven equilibrium fourier transform*, 127
  - estado estacionário e formação do eco, 137
  - FLAIR (*fluid attenuated inversion recovery*), 134
    - - aplicações, 135
    - - mecanismo, 134
  - gradiente-eco, 38, 118
    - - analogia com o fogão, 44
    - - anulação (*rephase*), 41
    - - balanceado, 151
      - - - aplicações, 151
      - - - mecanismo, 151
    - - coerente, 141
      - - - aplicações, 141
      - - - desvantagens, 143
      - - - mecanismo, 141
      - - - parâmetros, 142
      - - - vantagens, 143
    - - contraste, 42
    - - convencional, 136
      - - - aplicações, 137
      - - - mecanismo, 136
    - - defasagem, 40
    - - desvantagens, 42
    - - incoerente (*spoiled*), 143



- - - aplicações, 145
  - - - desvantagens, 145
  - - - mecanismo, 143
  - - - parâmetros, 145
  - - - vantagens, 145
  - - parâmetros de escala temporal, 42
  - - ponderação, 42
  - - - densidade protônica, 44
  - - - T1, 43
  - - - T2, 43
  - - - valores típicos, 47
  - - rápido, 152
  - - - preenchimento do espaço K, 154
  - - vantagens, 41
  - inversão-recuperação, 128
  - - aplicações, 129
  - - desvantagens, 132
  - - mecanismo, 128
  - - parâmetros, 131
  - - rápida, 132
  - - vantagens, 132
  - IR prep, 135
  - - parâmetros, 136
  - *spin-eco*, 30, 118
  - - convencional, 118
  - - - aplicações, 118
  - - - desvantagens, 118
  - - - mecanismo, 118
  - - - vantagens, 119
  - - dois ecos, 35
  - - parâmetros da escala temporal, 33
  - - turbo ou rápido, 119
  - - - aplicações, 121
  - - - desvantagens, 126
  - - - mecanismo, 119
  - - - parâmetros, 124
  - - - ponderação, 121
  - - - vantagens, 126
  - - um eco, 35
  - SS-FSE, 126
  - SSFP (precessão livre no estado estacionário), 146
  - - aplicações, 147
  - - desvantagens, 149
  - - mecanismo, 146
  - - parâmetros, 148
  - - vantagens, 149
  - STIR (*short tau inversion recovery*), 132
  - - aplicações, 133
  - - mecanismo, 132
  - - parâmetros, 133
  - técnicas de imagem
  - - paralela, 161
  - - *single shot*, 155
  - Shimming*, 270
  - ativo, 270
  - passivo, 270
  - Shine through*, 339
  - Símbolos de segurança, 290
  - Simetria do espaço K conjugada, 75
  - Sinal de RM, 11
  - decaimento, 12, 13
  - declínio de indução livre (DIL), 12
  - recuperação, 12, 13
  - relaxamento, 12
  - Sincronização, 193
  - cardíaca, 193, 243
  - periférica, 249
  - pulso, 15
  - segurança, 250
  - utilidade, 251
  - Single shot*, técnicas de imagem, 155
  - Sistemas
  - computacional, 257, 284, 285
  - gradiente
  - - alta velocidade, 276
  - - balanceado, 275
  - - campo magnético, 257
  - transporte do paciente, 284
  - Sombreamento, 212
  - SPAMM, 255
  - Spin*, 2
  - Spin-down*, 5
  - Spin-eco*
  - convencional, 118
  - - aplicações, 118
  - - desvantagens, 119
  - - mecanismo, 118
  - - vantagens, 119
  - EPI (SE-EPI), 157
  - tempo de voo, 167
  - turbo ou rápido, 119
  - - aplicações, 121
  - - desvantagens, 126
  - - mecanismo, 119
  - - ponderação, 121
  - - vantagens, 126
  - Spin-up*, 5
  - Spinning*, 2
  - SS-FSE (*single shot fast spin echo*), 126
  - SSFP (precessão livre no estado estacionário), 146
  - aplicações, 147
  - desvantagens, 149
  - mecanismo, 146
  - parâmetros, 148
  - vantagens, 149
  - Stents intravasculares, 307
  - STIR (*short tau inversion recovery*), 132
  - aplicações, 133
  - mecanismo, 132
  - parâmetros, 133
  - Superparamagnetismo, 261
  - Supressão, técnicas, 185
  - Suscetibilidade magnética, 207, 258
  - agentes de contraste, 318
  - - T1, 319
  - - T2, 320
  - definição, 259
  - SWI (ponderação em suscetibilidade magnética), 343
  - aplicações, 343
- ## T
- T1
  - contraste de imagem, 21



- ponderação, 24
- recuperação, 13
- - água, 20
- - gordura, 20
- tempos de relaxamento, 139

## T2

- contraste de imagem, 22, 26
- decaimento, 13, 26
- - água, 21
- - gordura, 21
- ponderação da imagem, 24
- T2\*, 148
- tempo de relaxamento, 139
- verdadeiro, 148

## Taxa

- absorção específica (SAR), 292
- amostragem, 61

## Tempo

- amostragem, 61
- eco (TE), 16
- - ângulo de inclinação, 94
- - efetivo, 121
- - mínimo e a resolução, 110
- exame, 107
- inversão, 128
- repetição (TR), 15
- - ângulo de inclinação, 94
- voo, fenômeno nas sequências de pulso, 167
- - gradiente-eco, 168
- - *spin-eco*, 167

## Teorema de Nyquist, 63

## Tórax, imagem

- axial, mostrando artefato fantasma de fase da respiração, 192
- coronal
- - anti-aliasing, 201
- - *phase wrap*, 201

## Torque, implantes metálicos, 305

## Trajetória precessional, 6

## Transferência de energia durante a excitação, 9

## Transformada rápida de Fourier, 72

- analogia com o teclado, 72

## Transmissores de radiofrequência, 278

## Transporte do paciente, sistema, 284

## Trem de ecos, 120

## Triagem

- equipamentos, 305
- funcionários, 304
- pacientes, 304

*Trigger delay*, 248

## Truncamento, 207

## U

## Unidade de controle de pulso, 285

## V

## Vetor, 14

- magnetização efetivo (VME), 5

## Volume do voxel, 88

## Voxel, 88

- anisotrópico, 114
- isotrópico, 114
- único, 346

## W

*Wrap*, 195

- fase, 196
- frequência, 195

## Z

## Zíper, artefato, 211

## Zonas de segurança nas instalações de RM, 302



